Année 2012

THÈSE DE L'UNIVERSITÉ DE PARIS 8 - VINCENNES - SAINT-DENIS

ÉCOLE DOCTORALE n°224 : Cognition, Langage, Interaction

Spécialité : Psychologie

soutenue publiquement le 16 mars 2012

par

Pascaline NEVEU

Pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Paris 8

Impact des dispositifs de visualisation en relief sur les composantes oculomotrices d'accommodation et de vergence

Jury : M. Charles TIJUS (président)

M. Gilles COPPIN (rapporteur)

M. Christian MIEGE (rapporteur)

Mme Zoï KAPOULA (examinatrice)

M. Daniel MESTRE (examinateur)

M. Philippe FUCHS (Co-directeur de thèse)

Mme Corinne ROUMES (Co-directrice de thèse)

Résumé

Impact des dispositifs de visualisation en relief
sur les composantes oculomotrices d'accommodation et de vergence

Le développement accru des dispositifs de visualisation en relief, ces vingt dernières années, a fait émerger une problématique oculomotrice nouvelle. Pendant l'exposition à ces dispositifs, le comportement oculomoteur diffère de celui ayant cours en vision naturelle. L'accommodation, permettant d'ajuster la netteté, s'établit sur le plan d'affichage des images tandis que la vergence, permettant d'aligner le regard sur l'objet, s'effectue généralement sur un plan différent, fonction de la localisation de l'objet virtuel dans l'espace. Les dispositifs de visualisation en relief, ou visualisations stéréoscopiques, conduisent ainsi à un conflit accommodation/vergence dont l'impact sur le système oculomoteur est encore mal connu. Jusqu'à présent, les difficultés perceptives liées à la visualisation en relief sont prises en charge par l'amélioration des interfaces. L'implication de l'Homme et la manière dont son système oculomoteur est capable de faire face à ce conflit oculomoteur sont sous-exploitées et encore peu connues. Ainsi, cette thèse étudie l'impact du conflit accommodation/vergence sur le système oculomoteur au travers de trois études.

Une première étude méthodologique porte sur l'impact de différentes procédures d'évaluation des paramètres oculomoteurs. Plusieurs paramètres oculomoteurs critiques pour la visualisation en relief ont été évalués suivant une méthode de laboratoire et une méthode clinique. Les résultats montrent que la répétabilité des tests et la concordance entre les deux types de mesures sont très variables d'un paramètre oculomoteur à l'autre, les diverses méthodes d'investigation ne caractérisant pas rigoureusement les mêmes processus oculomoteurs. Aussi est-il nécessaire de prendre en considération la spécificité intrinsèque de chaque test avant de comparer les résultats d'une étude à l'autre.

Dans un second temps, deux études ont été menées afin d'analyser les modifications oculomotrices engendrées par un conflit accommodation/vergence. Les études ont été menées sur une visualisation stéréoscopique et une visualisation en hyper relief suivant un paradigme pré-post exposition.

L'étude menée sur l'hyper relief, créant un conflit partiel entre l'accommodation et la vergence (maintien d'une relation linéaire entre les deux composantes, malgré l'application d'un facteur multiplicatif sur la composante de vergence), montre que le système oculomoteur est capable de s'adapter de manière globale à un conflit accommodation/vergence partiel.

L'étude menée sur la visualisation stéréoscopique créant une dissociation totale entre les composantes d'accommodation et de vergence pointe l'existence d'une adaptation oculomotrice très dépendante de la stimulation et encourage la poursuite de la compréhension de ce processus.

Les travaux réalisés permettent de clarifier les connaissances sur le système oculomoteur dans le cadre spécifique du conflit accommodation/vergence et amorcent la compréhension de l'impact des dispositifs de visualisations en relief sur le système oculomoteur.

Mots clés : accommodation, adaptation, hyper relief, vergence, visualisation stéréoscopique, système oculomoteur.

Summary

Impact of stereoscopic devices on the oculomotor components of accommodation and vergence

Development of the stereoscopic devices these last two decades has given rise to new oculomotor problems. During exposure to these devices, oculomotor behaviour differs from that during natural vision. Accommodation, allowing to obtain a clear image of the object looked at, is done on the images plan whereas the vergence, allowing to align the eyes on the virtual object, is done on another plan, depending of the place of the virtual object in the space. Stereoscopic devices, or stereoscopic viewing, lead to a conflict between accommodation and vergence components whose impact on the oculomotor system is still poorly understood. So far, the perceptive difficulties related to the stereoscopic viewing are supported by the improvement of the interfaces. The involvement of Human and how the oculomotor system is able to deal with this oculomotor conflict are under-exploited and little known. Thus, this thesis examines the impact of the accommodative/vergence conflict on the oculomotor system through three studies.

A first methodological study was conducted to determine the impact of different types of measurements on the evaluation of oculomotor parameters. Several oculomotor parameters were assessed using a laboratory and a clinical method. The results show that the repeatability of the tests and the agreement between two measurements greatly vary. It is therefore necessary to consider the intrinsic specificity of each test before comparing the results of a study to another.

In a second step, two studies were conducted to analyse the changes caused by an accommodative/vergence conflict generated by a stereoscopy and hyper relief. The studies were conducted following a pre-post exposure paradigm.

The study on hyper relief, creating a partial conflict between accommodation and vergence components (maintaining of a linear relationship between the two components, despite the application of a multiplicative factor on the component of vergence), shows that the oculomotor system is able to globally adapt to an accommodative/vergence conflict such as hyperstereoscopy.

The study on the stereoscopic viewing, creating a total dissociation between the components of accommodation and vergence, shows the existence of an oculomotor adaptation highly dependent on the stimulation and encourages further understanding of this process.

The work helps to clarify the knowledge of the oculomotor system in the specific context of accommodative-vergence conflict and begins the understanding of the impact of stereoscopic displays on the oculomotor system.

Key words: accommodation, adaptation, hyper relief, oculomotor system, vergence, stereoscopic viewing.

Remerciements

Table des matières

Résumé I
Summary II
Remerciements III
Table des matières IV
Liste des figures VI
Liste des tableaux VIII

Introduction générale 1

PARTIE THEORIQUE 6

1. Les composantes du système oculomoteur 7
1.1. Introduction : les éléments impliqués 9
1.2. Les réponses du système oculomoteur 11
1.3. Amplitude de la réponse oculomotrice 21
1.4. Modélisations du système oculomoteur 22
1.5. Conclusion 28

2. Le système oculomoteur en fonction des conditions d'emploi 29
2.1. Introduction 31
2.2. Conditions d'optimisation de la réponse oculomotrice 31
2.3. Dynamique de la réponse oculomotrice 35
2.4. L'Adaptation de la réponse oculomotrice et sa modélisation 39
2.5. La fatigue oculomotrice 46
2.6. La demande oculomotrice dans les systèmes de visualisation en relief 47
2.7. Conclusion : objectif et hypothèses 57

PARTIE EXPERIMENTALE 59

3. Choix méthodologiques 60
3.1. Introduction 62
3.2. Choix des outils de mesure 62
3.3. Choix des outils de stimulation 67
3.4. Choix des tests 70
3.5. Choix du traitement des données 82
3.6. Choix des critères d'inclusion 86
3.7. Conclusion 87

4. Expérimentation 1 : Caractérisation du système oculomoteur 88
4.1. Introduction 90
4.2. Méthode 91

4.3. Résultats 93
4.4. Discussion 97
4.5. Conclusion 104

5. Expérimentation 2 : Modifications oculomotrices liées à l'hyper relief 106
5.1. Introduction 107
5.2. Méthode 109
5.3. Résultats 110
5.4. Discussion 113
5.5. Conclusion 116

6. Expérimentation 3 : Modifications oculomotrices liées à la dissociation accommodation/vergence engendrée par stéréoscopie 117
6.1. Introduction 118
6.2. Méthode 121
6.3. Résultats 131
6.4. Discussion 139
6.5. Conclusion 150

7. Discussion générale et perspectives 151
7.1. Introduction 150
7.2. Analyse transverse des résultats 150
7.3. L'adaptation oculomotrice, un bénéfice ? 154
7.4. Apports des travaux au cadre théorique 155
7.5. Perspectives 157

Conclusion 159

Bibliographie 161

Glossaire 178

Annexes 180

Liste des figures

Figure 1 : Plans d'accommodation et de vergence en vision naturelle (vue du dessus) 3
Figure 2 : Plans d'accommodation et de vergence en vision artificielle stéréoscopique (vue du dessus) 3
Figure 3 : Focalisation d'un rayon lumineux sur la rétine 10
Figure 4 : Notion d'horoptère et disparité rétinienne 13
Figure 5 : Interaction entre accommodation et vergence 15
Figure 6 : Couple oculaire d'un sujet esophore en vision de loin et en vision dissociée (vue du dessus) 19
Figure 7 : Réponse accommodative en fonction du stimulus d'accommodation 22
Figure 8 : Modèle statique des systèmes d'accommodation et de vergence de Hung (1996) 25
Figure 9 : Bloc diagramme du système de vergence (Hung, 1998) 26
Figure 10 : Bloc diagramme du système oculomoteur (Schor, 1999) 27
Figure 11 : Réponse accommodative en fonction de la fréquence spatiale 33
Figure 12 : Réponse accommodative en fonction du contraste et de la fréquence spatiale 34
Figure 13 : Dynamique de la réponse oculomotrice, exemple pour l'accommodation 36
Figure 14 : Processus d'adaptation prismatique totale (œil gauche vu du dessus) 41
Figure 15 : Changements de vergence fusionnelle en fonction du temps 42
Figure 16 : Modification de la phorie en fonction du temps 42
Figure 17 : Elément d'adaptation du modèle de Hung et Ciuffreda (1999) 46
Figure 18 : Disparité binoculaire (vue du dessus) 48
Figure 19 : Image anaglyphe 49
Figure 20 : Principe du téléstéréoscope 50
Figure 21 : Droites de demande en vision naturelle et via un dispositif de visualisation stéréoscopique 51
Figure 22 : Droites de demande en vision naturelle et sous téléstéréoscope 53
Figure 23 : Tête de réfracteur 62
Figure 24 : Skiascope 63
Figure 25 : Haploscope 64
Figure 26 : Optomètre PowerRef® 65
Figure 27 : Eyelink II® 66
Figure 28 : Droites de demande au regard de la zone de vision binoculaire simple et nette (téléstéréoscope) 68
Figure 29 : Stéréoscope (vue en perspective et vue du dessus) 69
Figure 30 : Cibles pour la mesure de la « vergence tonique » de laboratoire 77
Figure 31 : Cibles pour la mesure de « l'accommodation tonique » de laboratoire 78
Figure 32 : Cibles pour la mesure de la vergence accommodative 79
Figure 33 : Cibles pour la mesure de l'accommodation de vergence 80
Figure 34 : Cibles pour la mesure de la réponse accommodative 81

Figure 35 : Analyse de Bland-Altman 96
Figure 36 : Analyse graphique de la relation accommodation-vergence avant et après exposition à l'hyper relief 112
Figure 37 : Stimulations (DOG 0,2 cpd, 0,635 cpd, 2,016 cpd, 6,4 cpd et croix) présentées en taille réelle d'affichage à l'écran. 123
Figure 38 : Spectre en fréquence spatiales de chaque stimulation à partir de la décomposition fréquentielle en ondelettes 123
Figure 39 : Droites de demande au regard de la zone de vision binoculaire simple et nette (stéréoscope) 124
Figure 40 : Condition A 126
Figure 41 : Profil de la trajectoire virtuelle en profondeur pour une itération 126
Figure 42 : Profil de la trajectoire virtuelle en profondeur pendant le conflit maximal 127
Figure 43 : Condition B 128
Figure 44 : Condition C 128
Figure 45 : Condition D 129
Figure 46 : Amplitude de la sinusoïde de réponse vis-à-vis de celle de la sinusoïde de stimulus pour les 56 créneaux des conditions A, B, C et D 133
Figure 47 : Modèle simplifié du système oculomoteur : réponse oculomotrice aux basses fréquences spatiales 148
Figure 48 : Modèle simplifié du système oculomoteur : réponse oculomotrice aux hautes fréquences spatiales 149
Figure 49 : Modification des phories vis-à-vis de la demande en vergence imposée par un téléstéréoscope x 3 151
Figure 50 : Figure récapitulative de la demande oculomotrice imposée par la visualisation stéréoscopique et des modifications adaptatives engendrées 152
Figure 51 : Exemple de graphique de Bland-Altman 188
Figure 52 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse en fonction de l'ordre de passage de D et C 190
Figure 53 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse en fonction du rang de passage 190
Figure 54 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse durant les dix dernières minutes d'exposition en fonction de la condition 191
Figure 55 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse durant les dix premières minutes A1, B1, C1 et D 192
Figure 56 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse durant les pré-stimulations A et B en fonction de la cible 193

Liste des tableaux

Tableau 1 : Résumé sur les conditions d'optimisation de la réponse oculomotrice 35
Tableau 2 : Résumé sur la dynamique de la réponse oculomotrice 38
Tableau 3 : Répétabilité des mesures des paramètres oculomoteurs 94
Tableau 4 : Comparaison des tests par paramètre oculomoteur 97
Tableau 5 : Moyenne et erreur standard des mesures optométriques avant et après exposition au téléstéréoscope 111
Tableau 6 : Post-effet moyen consécutif à chaque condition de visualisation stéréoscopique 135
Tableau 7 : Post-effet moyen consécutif à chaque condition de visualisation stéréoscopique pour les sujets ayant une différence entre amplitude attendue et réponse < 167 mm 136
Tableau 8 : Post-effet moyen consécutif à chaque condition de visualisation stéréoscopique pour les sujets ayant une différence entre amplitude attendue et réponse > 167 mm 137
Tableau 9 : Comparaison deux à deux des conditions de visualisation stéréoscopique 138
Tableau 10 : Récapitulatif des comportements adaptatifs en fonction des conditions de visualisation stéréoscopique 146
Tableau 11 : Etapes de la décomposition fréquentielle en ondelettes 189

Introduction générale

Avez-vous déjà tenté d'attraper des guimauves virtuelles au milieu d'une salle de cinéma ? Moi, oui ! Imaginez, une pluie de bonbons arrivant droit sur vous ! Je ne saurais dire le nombre de mains qui se sont levées en espérant en saisir un mais il est clair qu'après cela nous étions tous très impatients de voir le film en relief pour en avoir plein les yeux. Pourtant, au cours du film, le relief s'est finalement assez vite fait oublier. Et à la sortie, les commentaires portaient plus sur cette publicité extraordinaire de quelques secondes que sur l'heure et demie du film. Mais pourquoi donc le film n'a-t-il pas lui aussi profité de ce relief épatant pour nous immerger tel le fabricant de confiseries avec sa planète bonbon ? Y aurait-il une raison pour laquelle il ne puisse être offert un relief accru que pendant quelques secondes ? Quelques mois plus tard, lors de la projection du célèbre film Avatar® (précédée de la même publicité Haribo®[1]), le film fut coupé par une pause. Pourtant, ce n'était pas la première fois qu'un film aussi long était projeté et jamais il n'avait été réalisé de pause jusqu'alors. Outre une petite pause visuelle, cette dernière a permis d'entendre des commentaires tels que « moi, je vois double » ou encore « je commence à avoir un peu mal à la tête ». Ces petites anecdotes montrent bien que l'utilisation de la visualisation en relief n'est peut-être pas tout à fait anodine pour le système visuel. Ainsi, l'objet de ce travail de thèse est de présenter la problématique oculomotrice imposée par les dispositifs de visualisation en relief et de fournir des éléments pour comprendre comment l'Homme peut faire face à une telle contrainte.

En vision naturelle, l'Homme doté d'une vision binoculaire normale, voit son environnement en relief. Cette fonction lui confère un réel avantage pour la détection et la discrimination d'un stimulus mais également pour la perception de la profondeur. La vision en relief émane du fait que nous possédons deux yeux qui, de par leurs points de vue différents, capturent des images de l'environnement légèrement disparates en termes d'orientation et/ou de forme. On parle de disparité binoculaire. L'organisation neuro-anatomique du système visuel permet la mise en relation des images issues des deux yeux pour en extraire les disparités et donner naissance à la vision stéréoscopique. En plus de la disparité binoculaire, qui est un attribut visuel primitif, les indices monoculaires, indices cognitifs, tels que la perspective linéaire, l'interposition, les ombres et la lumière, les dimensions relatives, la perspective atmosphérique et le gradient de texture, informent

[1] Il existe même une page facebook « Si toi aussi ce que t'as préféré dans AVATAR® c'est la pub HARIBO® !!! ».

sur la profondeur. Le cerveau prend en compte l'ensemble de ces informations pour concevoir une perception en relief. Les interfaces de visualisation classiques ne dispensent pas de disparité binoculaire ; les informations de profondeur sont réduites aux indices monoculaires. Depuis plusieurs années cependant, des dispositifs permettant d'induire une disparité binoculaire ont émergé. Ils permettent une visualisation en relief de l'environnement et améliorent ainsi la perception de la profondeur, la discrimination des objets dans l'environnement et offrent une sensation d'immersion. Ce type de visualisation, dit stéréoscopique (aussi commercialement appelée « 3D » (film / TV), ce qui est un terme ambigu), est utilisé pour le cinéma, les jeux vidéo, les applications de réalité virtuelle telles que la formation d'opérateurs ou les thérapies en environnement virtuel. La visualisation en relief est également utilisée dans le monde militaire pour la présentation de l'information dans les équipements de tête. En effet, l'armée de Terre française, dispose depuis peu d'un nouvel équipement de tête permettant de voir de nuit en vision binoculaire tout en gardant la capacité de vision directe en vision naturelle. Pour ce faire, les capteurs de vision de nuit ont été disposés de part et d'autre de la tête. De ce fait, la séparation des capteurs dépasse la distance interoculaire. Cette architecture du casque permet de disposer d'un dispositif bien toléré par les pilotes du point de vue biomécanique puisque le centre de gravité de la tête équipée se confond avec celui de la tête nue. Ce dispositif, aux capteurs sur-écartés, offre la possibilité de voir en « hyper-relief » en augmentant la disparité binoculaire. Il conduit cependant à une perception faussée du relief où les distances sont réduites. On parle d'hyperstéréoscopie. Cette hyperstéréoscopie est également utilisée classiquement au cinéma ou dans les jeux vidéo pour rendre l'effet de relief plus impressionnant, comme on peut supposer que cela a été le cas pour la publicité Haribo®. Bien qu'avantageuse, la visualisation stéréoscopique ou hyperstéréoscopique diffère de la vision naturelle et conduit à des symptômes visuels subjectifs qui dépassent ceux associés à la simple exposition à une télévision ou un écran d'ordinateur traditionnel (dispositifs dits monoscopiques car la perception n'est pas modifiée entre l'observation monoculaire et binoculaire) (Shibata, 2002 ; Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2004 ; Emoto et al., 2005 ; Hoffman et al., 2008 ; Shibata et al., 2011). La question se pose donc de savoir ce qui différencie la vision artificielle stéréoscopique de la vision artificielle monoscopique ou de la vision naturelle ?

En vision naturelle, la fixation d'un objet nécessite que les deux yeux s'alignent sur cet objet. Ce mécanisme est appelé vergence. L'optique des deux yeux doit également s'ajuster pour avoir une vision nette de l'objet. Ce mécanisme est appelé accommodation. Ainsi, l'accommodation et la vergence s'exercent sur un même plan : le plan de l'objet (voir figure 1).

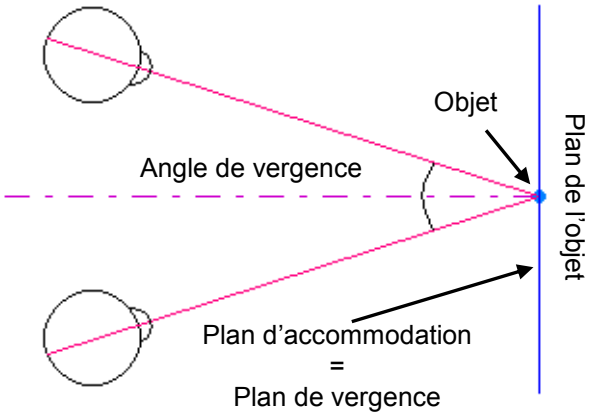


Figure 1 : Plans d'accommodation et de vergence en vision naturelle (vue du dessus)

Il en résulte une vision simple (unique) et nette de l'objet fixé. L'accommodation et la vergence sont deux composantes du système oculomoteur qui assure plus largement la mobilité des structures de l'oeil. En vision naturelle, l'accommodation et la vergence sont concordantes (réalisées sur un même plan) et interagissent entre elles, l'une entraîne la réponse de l'autre, dans le but d'optimiser la réponse oculomotrice.

Lors de l'exposition à un dispositif de visualisation en relief, l'accommodation s'exerce sur le plan d'affichage de l'image (écran). Cependant, lors de la présentation d'une image en relief, où, par exemple, les objets apparaissent plus proches que l'écran, la vergence doit se faire en avant de l'écran et non sur le plan d'affichage de l'image (voir figure 2).

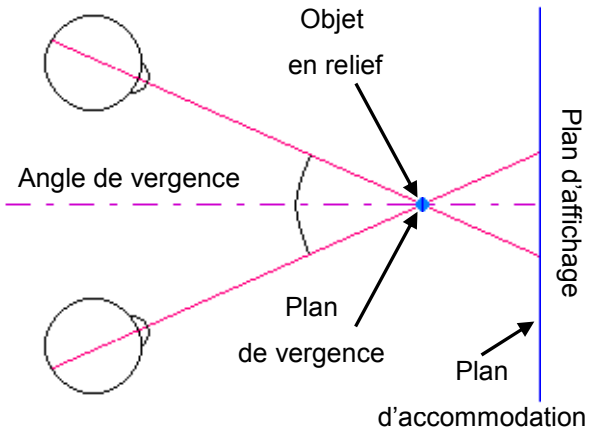


Figure 2 : Plans d'accommodation et de vergence en vision artificielle stéréoscopique (vue du dessus)

Dans un environnement virtuel en relief, l'accommodation et la vergence ne s'exercent donc plus sur un même plan. Les deux composantes sont alors en discordance. La discordance est d'autant plus grande que l'objet virtuel est éloigné du plan d'affichage de l'image. Cette discordance entre le plan d'accommodation et le plan de vergence conduit à un conflit oculomoteur total (i.e. dissociation accommodation/vergence).

Quoi qu'il ne s'agisse pas là de la seule différence entre la vision naturelle et la vision

artificielle stéréoscopique, ce conflit semble être une grande source de stress visuel. Malgré le fait que les avancées technologiques permettent petit à petit d'éliminer les autres difficultés perceptives (mauvaise résolution des écrans, faible contraste, latence entre le mouvement du sujet et le mouvement de l'image, fusion des images, etc.), le conflit oculomoteur reste une contrainte toujours présente puisqu'inhérente à la technique de restitution du relief. Jusqu'à présent, les difficultés perceptives liées aux dispositifs de visualisation en relief ont été prises en charge par l'amélioration des interfaces. L'implication de l'Homme, la manière dont son système oculomoteur est capable de faire face à ce conflit oculomoteur sont sous-exploitées et peu connues.

Pourtant, on sait qu'en vision naturelle, le système oculomoteur est capable de s'adapter à des contraintes visuelles et que tout l'intérêt de la mise en place d'un processus adaptatif est de limiter la fatigue visuelle. Bien que des modifications oculomotrices aient été observées en réponse à l'exposition à des dispositifs de visualisation en relief, ces modifications ne sont pas encore réellement comprises et le processus adaptatif à ce type d'exposition est largement négligé. Une des raisons de cette lacune pourrait venir du fait que la littérature ne distingue pas la stéréoscopie de l'hyperstéréoscopie (hyper relief + stéréoscopie) et que les explorations oculomotrices sont généralement incomplètes et réalisées sans méthodologie de mesure standardisée.

Tout l'enjeu des travaux de cette thèse est donc de déterminer comment le système oculomoteur répond en cas de conflit accommodation/vergence induit par la visualisation en relief et de comprendre les modifications oculomotrices observées. Pour ce faire, une étude méthodologique est tout d'abord conduite pour analyser l'impact des différents types de méthode de mesure sur l'évaluation des paramètres oculomoteurs. Dans un second temps, on cherche à déterminer et comprendre les modifications oculomotrices en s'appuyant sur des modèles existants du système oculomoteur. Pour ce faire, il est nécessaire d'explorer chacun des paramètres constituant les modèles dans le contexte spécifique du conflit oculomoteur. Pour discriminer les facteurs influençant la modification des paramètres oculomoteurs, deux études sont menées : une première sur l'hyper relief créant un conflit accommodation/vergence partiel et une seconde sur la visualisation stéréoscopique créant une dissociation accommodation/vergence.

Ce mémoire est composé de deux parties principales. La première partie (chapitres 1 et 2) présente les données de la littérature qui ont servi de cadre théorique à ce travail de thèse. La seconde partie, (chapitre 3 à 7) présente la contribution expérimentale et met en perspective les différentes études réalisées au cours de cette thèse.

Le premier chapitre présente le système oculomoteur impliqué dans les mécanismes d'accommodation et de vergence et les différentes composantes lui permettant de répondre à un stimulus visuel. Dans le cadre de ce travail de thèse, le système oculomoteur n'est traité qu'au travers des mécanismes d'accommodation et de vergence qui sont ceux sur lesquels s'exercent les contraintes liées à la visualisation en relief. Le chapitre explore les quatre processus de réponse de la vergence et de l'accommodation (réflexe, croisée, proximale et tonique) et décrit les deux grands courants de modélisation du système oculomoteur.

Le second chapitre est consacré à la réponse du système oculomoteur en fonction de ses conditions

d'emploi. Il présente les paramètres entrant en jeu pour l'optimisation et l'adaptation de la réponse oculomotrice mais également l'état de l'art et la problématique associés à la réponse oculomotrice dans le cas d'une visualisation en relief.

Le troisième chapitre expose les choix méthodologiques effectués pour la réalisation des différentes expérimentations.

Le chapitre quatre traite de l'étude méthodologique ayant pour but de discriminer l'impact des différents types de méthode de mesure sur l'évaluation des paramètres oculomoteurs.

Le chapitre cinq s'intéresse aux modifications oculomotrices consécutives à l'exposition à un conflit accommodation/vergence partiel engendré par téléstéréoscope.

Le chapitre six concerne les modifications oculomotrices liées à la dissociation accommodation/vergence engendrée par l'exposition à la visualisation stéréoscopique.

Le chapitre sept constitue la discussion générale des différentes expérimentations réalisées et propose les perspectives associées à ce travail.

Et enfin, le manuscrit se finalise par la conclusion des travaux de thèse.

PARTIE THEORIQUE

1. Les composantes du système oculomoteur

1.1. Introduction : les éléments impliqués 9
1.1.1. La composante de vergence 9
1.1.2. La composante accommodative 10

1.2. Les réponses du système oculomoteur 11
1.2.1. Réponse réflexe 12
1.2.1.1. Généralités 12
1.2.1.2. Vergence fusionnelle initiée par la disparité rétinienne 12
1.2.1.3. Accommodation réflexe initiée par le flou 14
1.2.1.4. Résumé 14
1.2.2. Lien croisé ou couplage 14
1.2.2.1. Généralités 14
1.2.2.2. Vergence accommodative 16
1.2.2.3. Accommodation de vergence 16
1.2.2.4. Résumé 16
1.2.3. Réponse proximale 17
1.2.3.1. Généralités 17
1.2.3.2. Résumé 18
1.2.4. Réponse tonique 18
1.2.4.1. Généralités 18
1.2.4.2. Vergence tonique 19
1.2.4.3. Accommodation tonique 20
1.2.4.4. Résumé 21

1.3. Amplitude de la réponse oculomotrice 21
1.3.1. Vergence : la disparité de fixation 21
1.3.2. Accommodation : avance ou retard accommodatif 21
1.3.3. Résumé 22

1.4. Modélisations du système oculomoteur 22
1.4.1. Généralités 22
1.4.2. Travaux de l'équipe de Hung 24

1.4.3. Travaux de l'équipe de Schor 26
1.4.4. Hung vs Schor 27
1.4.5. Résumé 28

1.5. Conclusion 28

1.1. Introduction : les éléments impliqués

Le système oculomoteur répond à une stimulation visuelle par une variation du diamètre pupillaire, un ajustement accommodatif et une modification de la vergence du couple oculaire. Ces trois mécanismes, simultanés et interdépendants, définissent la triade de vision de près. Dans le cadre de notre problématique associée aux dispositifs de visualisation en relief, seules l'accommodation et la vergence sont des composantes sur lesquelles s'exercent des contraintes spécifiques. C'est pourquoi, seules ces dernières sont abordées dans le cadre de ce mémoire. Après une présentation générale du système accommodatif et du système de vergence, leurs différents processus de réponse sont détaillés ainsi que leur modélisation.

1.1.1. La composante de vergence

Les mouvements oculaires, assurés par les muscles et les nerfs oculomoteurs, sont essentiels à la vision. Ils ont pour fonction de stabiliser l'image rétinienne en amenant et gardant l'objet d'intérêt sur la fovéa. Ces fonctions sont accomplies par cinq types de mouvements : la réponse vestibulo-oculaire, le nystagmus optocinétique, les saccades, les poursuites et la vergence, ayant chacun son propre mécanisme de contrôle neural (Toates, 1974).

La vergence permet d'ajuster l'angle des lignes de regard du couple oculaire dans le but d'amener les points de fixation dans des zones correspondantes de la rétine (Judge, 1991). Ce mouvement disjonctif des yeux dans des directions opposées sert à obtenir une vision simple de l'objet fixé. Lorsque les axes visuels bougent dans le plan contenant l'axe interoculaire, on parle de vergence horizontale. Elle intervient lorsqu'un sujet change sa fixation d'une distance à une autre. On parle de convergence lorsque que l'angle des lignes de regard augmente et de divergence lorsqu'il diminue.

La vergence s'exerce grâce à 6 muscles oculomoteurs. Le droit latéral et le droit médian qui ont un rôle essentiel en assurant respectivement l'abduction et l'adduction du global. Le droit supérieur, le droit inférieur, le petit oblique et le grand oblique qui n'ont qu'un rôle de stabilisateurs. Ces muscles sont sous la dépendance de 3 nerfs oculomoteurs : le nerf oculomoteur externe (abducens, VI) innervant le muscle droit latéral, le nerf pathétique (trochléaire, IV) qui innerve le grand oblique et le nerf oculomoteur commun (III) innervant les quatre autres muscles oculomoteurs et étant également responsable de la contraction pupillaire et de l'accommodation (Kandel et al., 2000). La vergence obéit à deux lois : celles de Hering et de Sherrington qui stipulent que les muscles synergiques, droit et gauche, reçoivent une innervation égale et que la contraction d'un muscle entraîne le relâchement de son antagoniste.

La vergence horizontale répond à plusieurs stimulus : la disparité rétinienne, le changement d'accommodation et la variation de proximité de la cible. La réponse de vergence à ces différents stimulus a été décomposée en plusieurs unités définies, en référence, par Maddox en 1893 (Maddox, 1893 ; Morgan, 1983). Selon lui, tous les mouvements de vergence des yeux résultent de la combinaison additive de quatre innervations : tonique, accommodative, fusionnelle (ou réflexe) et

proximale (Morgan, 1983 ; Owens et Leibowitz, 1983 ; Cooper, 1992). Elles opèreraient de manière à contrebalancer la position anatomique de repos qui est d'environ 20° en divergence (Stutterheim, 1933, 1934 ; Rosenfield, 1997a ; Daum et McCormack, 2006). Depuis, il a été montré que le système de vergence ne résulte pas que d'une simple addition de ces composantes et qu'il est, de plus, soumis à des boucles de contrôle rétroactives avec des capacités d'adaptation (voir les paragraphes 1.4 et 0 consacrés aux modèles du système oculomoteur).

1.1.2. La composante accommodative

Le système accommodatif permet d'obtenir et de maintenir nette l'image d'un objet sur la rétine (Ciuffreda, 1991). L'accommodation correspond à un processus de variation de focalisation des rayons lumineux sur la rétine (figure 3). Ce processus est obtenu par l'action des muscles du corps ciliaire qui conduit à une variation de la courbure du cristallin et à son déplacement d'avant en arrière. Ceci permet ainsi une modification de la puissance dioptrique de l'œil (Ciuffreda et Kenyon, 1983). La contraction du muscle ciliaire de Rouget-Müller, d'innervation parasympathique, entraîne le relâchement de la zonule de Zinn permettant ainsi au cristallin de devenir plus convexe pour focaliser une cible en vision de près. La contraction du muscle de Brücke, d'innervation sympathique, conduit quant à elle, à l'aplatissement du cristallin pour permettre la focalisation en vision de loin.

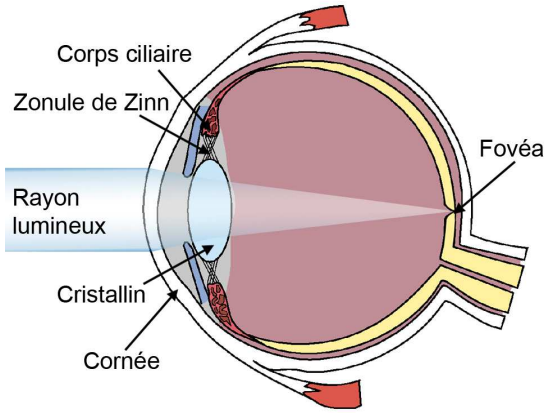


Figure 3 : Focalisation d'un rayon lumineux sur la rétine

L'objet est vu net lorsque les rayons lumineux sont bien focalisés sur la rétine. Si le rayon lumineux se focalise en avant ou en arrière de la fovéa, l'image est vue floue, l'œil doit accommoder.

L'accommodation est un processus monoculaire qui est dit consensuel, c'est-à-dire que l'accommodation d'un œil est identique à l'accommodation de l'autre œil (Campbell, 1960 ; Kotulak et Morse, 1995 ; Marran et Schor, 1998).

Le stimulus principal de l'accommodation est le flou rétinien, c'est-à-dire la focalisation des rayons lumineux, non pas précisément sur la rétine mais en avant ou en arrière de cette dernière. Toutefois, d'autres stimulus sont également impliqués pour une réponse accommodative performante. Ainsi, il est à noter qu'en cas d'inhibition des micromouvements de l'œil, la réponse accommodative à un flou n'est pas initiée (Fincham, 1951 ; Ciuffreda et Kenyon, 1983 ; Ciuffreda,

1991). Les aberrations chromatiques jouent également un rôle essentiel dans la réponse accommodative dans la mesure où elles informent quant au sens vers lequel la réponse doit s'exercer (Fincham, 1951 ; Ciuffreda et Kenyon, 1983).

Lors d'une fixation stable, l'accommodation montre des microfluctuations ayant des fréquences entre 0 et 0,5 Hz ainsi qu'autour de 2 Hz (Campbell et al., 1959). L'amplitude des fluctuations d'accommodation augmente avec la proximité jusqu'à 3 D pour ensuite s'annuler à 6 D (Miège, 1988). Ces microfluctuations joueraient un rôle important pour le contrôle de la réponse accommodative en termes d'amplitude et de stabilité (Hung et al., 1982 ; Charman et Heron, 1988 ; Ciuffreda, 1991).

Pour un état accommodatif donné, il existe une gamme de distance pour laquelle le sujet est incapable de détecter le flou de l'image, cette gamme est appelée profondeur de champ (Howard, 2002 ; Wang et Ciuffreda, 2006). Ainsi, une image rétinienne parfaitement focalisée et une image légèrement défocalisée induisant une réduction relative du contraste de l'image rétinienne sont toutes les deux interprétées par le cerveau comme nettes et focalisées (Ciuffreda et al., 2007). La profondeur de champ procure ainsi une tolérance neurologique et perceptuelle à de faibles erreurs de focalisation (Wang et Ciuffreda, 2006). Cette tolérance est hautement souhaitable pour un système de contrôle physiologique asservi à des boucles de rétrocontrôle (Ciuffreda et al., 2007). La profondeur de champ est estimée à ±0,30 D (pour une pupille de 3 mm) dans des conditions de test optimales (Ciuffreda, 2006). La profondeur de champ est cependant dépendante de plusieurs facteurs tels que les paramètres optiques (taille de la pupille, aberration…), la méthode utilisée pour l'évaluer, le type de cible utilisée et la taille des détails qui la composent et les conditions de test (Marcos et al., 1999 ; Ciuffreda, 2006). La profondeur de champ permet au sujet de voir net sans être parfaitement focalisé, elle est ainsi à l'origine des phénomènes d'avance ou de retard accommodatifs qui sont explorés dans le paragraphe 1.3.2 consacré à l'amplitude de la réponse accommodative. Tout comme la vergence, l'accommodation peut être décomposée en quatre innervations : tonique, de vergence, réflexe et proximale (Heath, 1956).

1.2. Les réponses du système oculomoteur

La réponse oculomotrice peut être décomposée suivant quatre processus :

- Le processus réflexe qui permet au système oculomoteur de répondre rapidement à des stimulations rétiniennes et de maintenir une vision soutenue.
- Le lien croisé qui reflète l'interaction existant entre l'accommodation et la vergence et conduit à optimiser la réponse oculomotrice.
- La réponse proximale, modalité cognitive, qui permet l'initiation de la réponse du système oculomoteur en répondant à la proximité de la cible.
- Et la réponse tonique qui, quant à elle, reflète la réponse liée à l'innervation minimale des muscles oculomoteurs. C'est-à-dire, la réponse de base du système oculomoteur lorsque ce dernier n'est soumis à aucun stimulus.

Ces quatre processus composent aussi bien la réponse du système accommodatif (Heath,

1956) que celle du système de vergence (Maddox, 1893). Ces quatre composantes s'ajoutent et se combinent pour permettre à l'œil une focalisation et un alignement précis sur l'objet regardé. L'analyse de chaque composante est décomposée en trois parties : la première reposant sur l'analyse générale de la réponse et les deux suivantes sur les spécificités de la réponse en fonction du système oculomoteur en jeu : vergence ou accommodation.

Les différentes composantes sont décrites dans diverses unités optométriques n'appartenant pas au système international. Ces dernières sont décrites et expliquées en **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**.

1.2.1. Réponse réflexe

1.2.1.1. Généralités

La réponse réflexe réfère au mécanisme permettant de répondre à des stimulations rétiniennes de type flou ou disparité rétinienne. Le terme de vergence fusionnelle est également employé pour décrire la composante réflexe de la vergence.

1.2.1.2. Vergence fusionnelle initiée par la disparité rétinienne

La vergence fusionnelle est une vergence majeure car elle est à l'origine de la binocularité. La compréhension de la vergence fusionnelle nécessite quelques pré-requis autour des notions de points correspondants, de disparités rétiniennes et d'aires de Panum :

En vision binoculaire, à tout point de la rétine de l'œil droit, il existe, si l'on superpose les rétines en faisant coïncider les fovéas, un point sur la rétine de l'œil gauche qui lui correspond ; on parle de points correspondants (Hering, 1942 ; Hillis et Banks, 2001 ; Daum et McCormack, 2006 ; Schreiber et al., 2008). L'ensemble des localisations de l'espace dont les images se forment sur des points correspondants des deux rétines, pour une fixation donnée, définit l'horoptère théorique ; il décrit un cercle parfait passant par le centre optique de chacun des deux yeux et contenant le point de fixation (cercle de Vieth-Müller, voir figure 4) (Daum et McCormack, 2006). Les objets placés sur cet horoptère sont vus avec une disparité rétinienne nulle. Au-delà ou en deçà de cet horoptère, les objets sont vus avec une disparité rétinienne. La détermination expérimentale de l'horoptère montre que, pour un point de fixation donné, il existe une zone de l'espace dans laquelle les objets persistent à être vus simples, sans induire de mouvement oculaire, malgré leur disparité rétinienne. Cet espace est appelé espace de Panum (voir figure 4). La configuration de l'espace de Panum conduit à penser que l'horoptère expérimental, associé aux points correspondants, est de forme plus elliptique que le cercle de Vieth-Müller. Ce décalage résulterait des diverses approximations simplificatrices introduites dans le calcul théorique (Raynaud, 2003). Les portions de rétine optiquement conjuguées à l'espace de vision simple sont appelées aires de Panum. La taille des aires de Panum dépend de l'excentricité rétinienne et des conditions d'observation. En dehors de l'espace de Panum, la disparité rétinienne étant trop grande, la fusion des deux images rétiniennes n'est pas possible et la vision est dédoublée. Le passage de la fixation d'un objet A, dans l'espace de Panum, à un objet B, en dehors de cet espace, modifie la disparité rétinienne et stimule la vergence

dite fusionnelle.

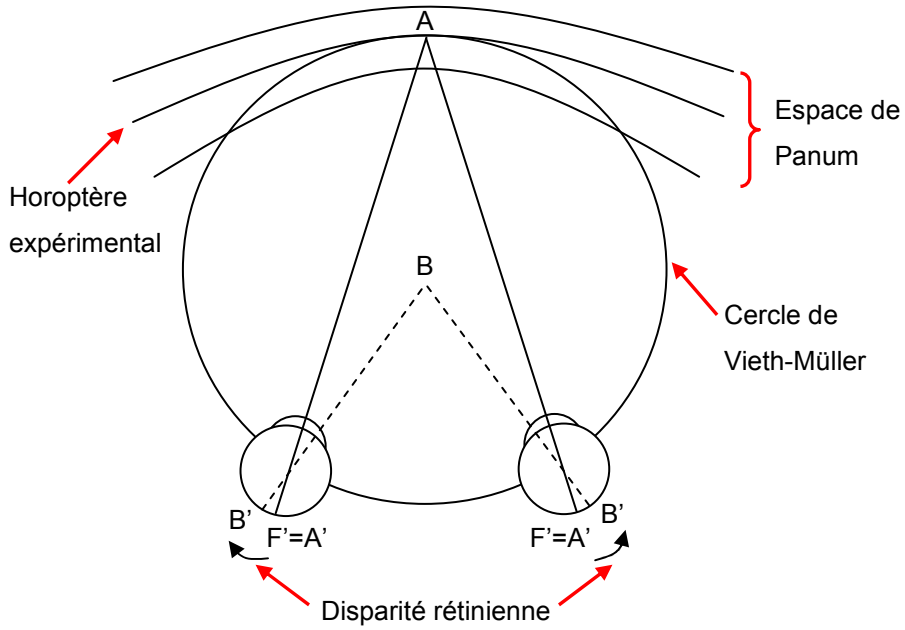


Figure 4 : Notion d'horoptère et disparité rétinienne

« F' » correspond aux fovéas de chaque œil. Lorsque les yeux sont alignés sur l'objet « A », l'image rétinienne « A' » est sur la fovéa de chaque œil. L'objet « B », en dehors de l'espace de Panum, est vu double.

La vergence fusionnelle tire son nom de la théorie de Maddox selon laquelle cette composante de vergence est stimulée par la diplopie et a pour but de restaurer la fusion (Maddox, 1893). Cette conception a été revue puisque la vergence fusionnelle est, en fait, initiée par la disparité rétinienne ce qui explique qu'elle soit désormais souvent évoquée en termes de « disparity vergence » dans la littérature anglophone (Morgan, 1968 ; Howard, 2002 ; Daum et McCormack, 2006).

Il a longtemps été estimé que la réponse à la disparité était sous le contrôle d'un unique système neuromusculaire. Toutefois, il semble qu'il existe au moins deux types de vergences fusionnelles qui seraient sous le contrôle de deux processus neuronaux séparés. L'un est dit « transitoire » et donne lieu à une réponse motrice préprogrammée et rapide et l'autre, dit « soutenu », est plus lent et amène les yeux à la position finale et précise de vergence (Semmlow et Yuan, 2002). La composante transitoire permet d'initier la réponse de vergence, que la cible soit sensoriellement fusionnable ou non (Jones, 1980). Elle est mise en jeu pour des sauts rapides et importants de vergence (> 9 °/s) et ne répond pas de manière précise à la stimulation (Westheimer et Mitchell, 1956 ; Hung et Ciuffreda, 1988). Cette composante semble être préprogrammée et en boucle ouverte par nature. Elle n'utilise donc pas de rétrocontrôle relatif à la disparité ce qui permet la stabilité de la réponse initiale (Ciuffreda, 2002). La composante soutenue, quant à elle, finalise précisément le mouvement de vergence et permet le maintien de la vision simple (Jones, 1980). Cette dernière n'est mise en jeu qu'en cas de petites disparités et de cibles fusionnables (Semmlow et al., 1986). Sans cela, les yeux retournent à leur position de repos (Jones, 1980). Cette composante est notamment mise en jeu en cas de suivi lisse (< 2 °/s) (Hung et Ciuffreda, 1988) et est à la base des processus adaptatifs (voir le paragraphe 0 consacré à l'adaptation du système

oculomoteur). Ces composantes, réduites ici aux termes de vergence réflexe ou fusionnelle, contribuent à répondre précisément à la demande en vergence tout en maintenant, généralement, une petite erreur appelée disparité de fixation (composante développée dans le paragraphe 1.3.1).

1.2.1.3. Accommodation réflexe initiée par le flou

L'accommodation réflexe correspond à un ajustement automatique de l'état réfractif en réponse à un flou pour obtenir une image nette sur la rétine de l'objet regardé. Elle existe aussi bien en condition monoculaire que binoculaire. Elle est mise en jeu pour des stimulations de faible amplitude (< 2 D) (Fincham, 1951). Au dessus de cette valeur, l'effort volontaire d'accommoder entre en jeu (Fincham, 1951 ; Ciuffreda et Kruger, 1988). Le flou lié à la défocalisation est sous le contrôle d'une boucle rétroactive qui a pour objet de supprimer le stimulus lorsque le sujet a accommodé (Howard, 2002). De la même manière que pour la vergence, l'accommodation serait sous le contrôle de deux types d'accommodation réflexes régis par des processus neuronaux séparés (Hung et Ciuffreda, 1988). La réponse accommodative serait ainsi régie par une composante « transitoire » donnant lieu à une réponse motrice préprogrammée et rapide, et par une composante « soutenue », plus lente et conduisant à une focalisation précise. Le mécanisme de ces composantes est une réplique parfaite de celle abordée précédemment dans le cadre de la vergence. Ainsi, la réponse transitoire est mise en jeu pour des stimulations ayant une vitesse > 3 D/s, tandis que la composante lente l'est pour des stimulations ayant une vitesse < 0,5 D/s (Hung et Ciuffreda, 1988). La petite erreur maintenue à l'issue de la réponse réflexe est appelée avance ou retard accommodatif, selon que la réponse est respectivement supérieure ou inférieure à la demande (voir le paragraphe 1.3.2 consacré à l'amplitude de la réponse accommodative).

1.2.1.4. Résumé

L'accommodation et la vergence répondent à des stimulus rétiniens (flou et disparité rétinienne) par l'initiation d'une réponse rapide et transitoire. La vision simple et nette est ensuite prise en charge par une composante dite lente et soutenue. La différence entre la réponse et le stimulus est appelée avance ou retard accommodatif et disparité de fixation pour la vergence.

1.2.2. Lien croisé ou couplage

1.2.2.1. Généralités

L'accommodation et la vergence sont deux grandes composantes du système oculomoteur. Elles sont liées par un lien neurologique qui permet une optimisation et une interaction dynamique des deux composantes. Cette interaction est évoquée en termes de lien croisé entre accommodation et vergence ou de couplage accommodation-vergence.

Par ce lien, la mise en place d'une réponse accommodative conduit simultanément à une réponse de vergence. Cette réponse est appelée vergence accommodative et peut être représentée par un ratio, dit AC/A (AC pour « accommodative convergence » dont la traduction française est la

convergence accommodative, et A pour accommodation). Ce ratio quantifie la quantité de vergence induite par unité d'accommodation. Il est estimé en moyenne à 0,63 AM/D (Morgan, 1944c).

De la même manière, la vergence induit une réponse accommodative, appelée accommodation de vergence, représentée par le ratio CA/C (CA pour « convergence accommodation » dont la traduction française est l'accommodation de convergence, et C pour convergence). Il correspond à la quantité d'accommodation induite par unité de vergence et est en moyenne de 0,5 D/AM (Scheiman et Wick, 2002).

En vision naturelle, la demande en accommodation et en vergence co-varient de manière prédictible suivant une relation linéaire, dite droite de demande (voir figure 5).

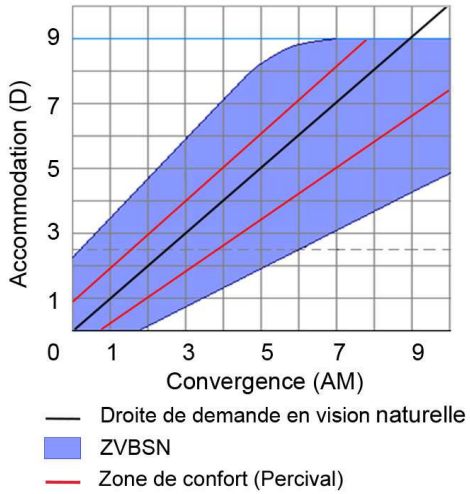


Figure 5 : Interaction entre accommodation et vergence

La droite noire correspond à la droite de demande. La zone en bleu représente, quant à elle, la zone de vision binoculaire simple et nette d'un sujet moyen (ZVBSN). Les limites rouges définissent la zone de confort suivant le critère de Percival.

Ainsi un objet situé à 0,4 m induit-il une demande accommodative de 1/0,4 soit 2,5 D et une demande de vergence de 1/0,4 soit 2,5 AM. Toutefois, le système oculomoteur est capable de maintenir une vision simple et nette malgré une certaine discordance entre les deux composantes. Cette tolérance, réalisée au prix d'un effort, est représentée par la largeur de la zone de vision binoculaire simple et nette (ZVBSN) et assimilée aux réserves fusionnelles* (Morgan, 1944c ; Hofstetter, 1945) (voir figure 5). Cette tolérance est propre à chacun car elle dépend des capacités de chaque individu à utiliser son système oculomoteur. Dans cette zone, il peut être défini une zone, dite de confort, dans laquelle la discordance est suffisamment limitée pour que l'effort ne soit pas inconfortable pour le sujet. Cette zone peut être définie suivant deux critères distincts : le critère de Sheard et le critère de Percival (Sheard, 1930 ; Hofstetter, 1945). Le critère de Sheard soutient que la vision binoculaire reste confortable tant que les réserves relatives permettent de compenser la phorie de l'observateur. La réserve opposée à la phorie doit alors être au moins du double de la

* Voir glossaire.

valeur de cette dernière. Le critère de Percival affirme, quant à lui, que la vision binoculaire reste confortable tant que la demande visuelle est maintenue dans le tiers milieu des réserves relatives totales.

1.2.2.2. Vergence accommodative

La vergence accommodative est une composante majeure de la vergence globale. Elle est la réponse réflexe des muscles adducteurs et abducteurs à l'accommodation. Elle est engendrée par l'effort accommodatif initié par le flou de l'image rétinienne. Elle est exprimée au travers du ratio AC/A correspondant à la quantité de vergence mise en jeu par une modification donnée d'accommodation. On peut définir deux rapports AC/A : un rapport de réponse ou un rapport de stimulation, selon que la réponse accommodative est prise en compte ou pas dans le calcul du ratio. Cette distinction est importante du fait de la différence existant entre la réponse accommodative et la stimulation accommodative (cette notion est précisée au paragraphe 1.3.2 consacré à l'avance et au retard accommodatif). L'accommodation de près entraîne une convergence des deux yeux tandis que l'accommodation de loin entraîne une divergence. La vergence accommodative est seulement horizontale et a une latence et une dynamique plus lentes que la vergence réflexe.

1.2.2.3. Accommodation de vergence

L'accommodation de vergence est exprimée au travers du rapport CA/C qui correspond à la quantité d'accommodation mise en jeu par une modification donnée de vergence. L'accommodation de vergence est donc celle qui est entraînée par une disparité rétinienne. Selon Miles (1985), l'accommodation de vergence jouerait un rôle crucial pour l'initiation des variations accommodatives rapides. En effet, il est observé qu'en vision binoculaire, la réponse accommodative débute 100 ms avant la réponse monoculaire. Ceci serait largement dû à la réponse d'accommodation de vergence. En l'absence de signal de flou adéquat (> 2 D) pour initier des changements rapides, le système accommodatif utilise, entre autres, les informations de disparité via l'accommodation de vergence pour initier une réponse accommodative (Miles, 1985). La pratique clinique, reposant largement sur la conception de Maddox qui mettait en avant la dominance de la composante accommodative sur la composante de vergence, néglige souvent l'accommodation liée à la vergence. L'exploration du CA/C est donc rarement faite en clinique et peu d'études y réfèrent.

1.2.2.4. Résumé

Les deux composantes majeures du système oculomoteur interagissent pour optimiser sa réponse. En vision naturelle, les demandes en accommodation et en vergence sont en parfaite concordance, l'une et l'autre se faisant sur un seul et même plan : celui de l'objet observé. L'accommodation induit une réponse de vergence appelée vergence accommodative, reflétée par le AC/A, tandis que la vergence induit une réponse accommodative appelée accommodation de vergence, reflétée par le CA/C.

1.2.3. Réponse proximale

1.2.3.1. Généralités

Les réponses proximales de vergence et d'accommodation ayant des propriétés très comparables, elles sont présentées dans un paragraphe unique.

La réponse proximale est due à l'influence, ou la conscience par le sujet, de la proximité d'un objet (Hofstetter, 1942 ; Heath, 1956 ; Toates, 1974). Il existe une relation linéaire entre la réponse proximale et la distance du stimulus pour les cibles en deçà de 3 m ; au-delà, la réponse proximale reste constante (Rosenfield et al., 1991 ; Howard, 2002). La composante proximale est liée à des stimulus spatiaux tels que la taille relative, la perceptive linéaire, l'interposition ou le gradient de texture (Schor, 1992). Cette composante a longtemps été négligée au profit de la réponse réflexe ou croisée (Kruger et Pola, 1986 ; Ciuffreda, 1991 ; Hung et al., 1996). Pourtant, il est estimé que sa contribution puisse atteindre 70 à 80 % de la réponse totale lorsque le système oculomoteur est en boucle ouverte (sans stimulus de flou ou de disparité) (Joubert et Bedell, 1990 ; Hung et al., 1996 ; Scheiman et Wick, 2002 ; Daum et McCormack, 2006).

En boucle fermée (vision binoculaire avec stimulus de flou), la conscience de la proximité permet, avec la composante volontaire, d'initier la réponse oculomotrice en cas de variation importante de focalisation (> 2 D) ou d'alignement (> 4°) (Schor, 1992 ; Schor et al., 1992 ; Saladin, 2006). Le système visuel répond alors grossièrement à la perception de la proximité (ou à la différence de proximité entre le point fixé et le point de fixation désiré) en induisant une première réponse approximative des composantes de vergence et d'accommodation pour réduire le flou et la disparité rétinienne et les amener dans des gammes traitables par les détecteurs de flou ou de disparité (Schor et al., 1992 ; Saladin, 2006). La réponse proximale est également présente dans le cas d'erreurs plus faibles de focalisation ou d'alignement, mais sa part est généralement réduite au profit des stimulus rétiniens (Hung et al., 1996 ; Ciuffreda, 2006). Il est à noter également, qu'en boucle fermée, du fait du lien croisé entre accommodation et vergence, l'accommodation induite par la conscience de la proximité de la cible résulte à la fois de l'accommodation proximale et de la vergence proximale par l'intermédiaire de l'accommodation de vergence. Il en est de même pour la vergence induite par la conscience de la proximité de la cible (Rosenfield et al., 1991 ; Wick et Currie, 1991b).

La réponse proximale est une composante à ne pas négliger dans les études se basant sur des stimulations optiques (et donc ne faisant pas appel à des cibles en espace réel). En effet, le fait de regarder dans un instrument, la conscience de la proximité de la cible et le manque de vision périphérique peuvent conduire à une surestimation de la réponse accommodative et/ou de la vergence du fait de la myopie et de la convergence instrumentale (Hennessy, 1975 ; Wesner et Miller, 1986 ; Miwa, 1992 ; Rosenfield et al., 1994 ; Edwards, 1998 ; Daum et McCormack, 2006).

L'amalgame est parfois fait entre les composantes proximale et volontaire. Dans la classification de Maddox, la vergence proximale est d'ailleurs également appelée vergence volontaire (Maddox, 1893 ; Morgan, 1983). De même, selon Heath (1956), l'accommodation

volontaire étudiée par Marg en 1951, ne serait en fait qu'une exagération de la composante proximale. Les deux composantes sont pourtant bien distinctes puisque l'innervation volontaire résulte, à la différence de l'innervation proximale, d'une intention de mettre les yeux en mouvement ou de changer de focalisation qu'il y ait ou non une cible. Elle maintient la vergence ou l'accommodation sur une cible sous la forme d'un contrôle semblable à celui des muscles squelettiques (Daum et McCormack, 2006).

1.2.3.2. Résumé

Le système oculomoteur répond à la conscience de la proximité de la cible. La proximité peut être à l'origine de la myopie et de la convergence instrumentale lors d'une visualisation dans des dispositifs optiques. La réponse proximale est à distinguer de la composante volontaire mais, comme cette dernière, elle permet l'initiation de la réponse oculomotrice lorsque la stimulation est trop importante pour que les stimulus rétiniens puissent engendrer une réponse.

1.2.4. Réponse tonique

1.2.4.1. Généralités

La composante tonique reflète l'innervation minimale des muscles extra-oculaires pour la vergence et des muscles ciliaires pour l'accommodation. Elle permet de passer de la position de repos anatomique à la position de repos dite physiologique (Toates, 1974 ; Howard, 2002 ; Ciuffreda, 2006). On estime que seule la composante tonique est manifeste lorsque tous les stimulus de la vergence sont minimisés, c'est le cas lorsque le système oculomoteur est en boucle ouverte (Rosenfield et al., 1993 ; Rosenfield, 1997a). Il est difficile, voire impossible, de réellement mettre le système accommodatif ou de vergence en boucle ouverte, ce notamment à cause de la composante proximale. La réponse tonique est donc approximée par divers moyens. Dans le cadre de ce mémoire, ces approximations permettant de n'accéder que partiellement à la vergence tonique et à l'accommodation tonique sont reflétées par la mise entre guillemets de la « composante tonique ».

Dans les conditions de boucle ouverte, l'accommodation comme la vergence se caractérisent par une position intermédiaire généralement située quelque part entre les points extrêmes de leur plage de réponse respective (Ebenholtz et Citek, 1995). Les positions toniques de l'accommodation et de la vergence ne sont pas corrélées (Owens, 1986). Selon Owens et Liebowitz (1980), la position de repos du système accommodatif correspond en moyenne à une focalisation à 0,76 m devant le sujet, tandis que pour la vergence, elle est en estimée à 1,16 m devant le sujet.

Suite à une exposition soutenue à une distance donnée, il est constaté une modification des valeurs des « composantes toniques ». Ces modifications sont attribuées à un déclin incomplet de la composante lente des réponses réflexes. Plutôt qu'une réelle modification du tonus musculaire, c'est la part de la composante réflexe venant s'ajouter à la composante tonique qui conduit à une modification de la « composante tonique » (Rosenfield, 1994 ; Hung, 1992). Ce phénomène est expliqué en détail dans le paragraphe 2.4 consacré à l'adaptation du système oculomoteur.

1.2.4.2. Vergence tonique

La vergence tonique est liée au tonus des muscles oculaires droits médians et latéraux permet de passer de la position de repos anatomique à la position de repos physiologique. La position de repos anatomique décrit la position des yeux lorsque les muscles extra-oculaires ne sont pas innervés : c'est le cas lors de la mort, d'une anesthésie générale ou sous relaxant musculaire. Les yeux adoptent alors une position divergente d'environ 15 à 25° (Toates, 1974 ; Rosenfield, 1997a). Le repos physiologique est obtenu lorsque le sujet ne reçoit aucun stimulus visuel comme, par exemple, durant le sommeil ou dans le noir ; les yeux adoptent alors une position convergente d'environ 3,2° (Owens et Leibowitz, 1980 ; Rosenfield, 1997a). La vergence tonique est ainsi estimée à environ 23°. L'ouverture de la boucle de vergence peut être approximée en éliminant la disparité rétinienne. Les termes utilisés pour évoquer la vergence tonique sont la dark-vergence (Owens, 1983 ; Kotulak et Schor, 1986) ou la VBIAS pour « vergence bias » (Hung et Semmlow, 1980 ; Ciuffreda, 2002).

La phorie de loin est parfois assimilée à la vergence tonique. Bien que liées (Wolf et al., 1990), elles représentent des variables différentes (Rosenfield et Ciuffreda, 1990) et le lien entre les deux reste assez complexe (Daum et McCormack, 2006). La phorie est une déviation latente des lignes de regard masquée par le réflexe de fusion. L'accès à la valeur de la phorie nécessite donc de supprimer le réflexe de fusion, le sujet est alors mis en vision dissociée. Cette dissociation est réalisable par l'intermédiaire d'un dissociateur (ex : cache, prisme, verre de Maddox*…), mais peut également se produire en cas de fatigue, on parle alors de phorie décompensée. En vision dissociée, la présence d'une phorie fait que les lignes de regard ne concourent plus sur le point de fixation, mais soit en avant, on parlera alors d'esophorie, soit en arrière, on parlera d'exophorie (voir figure 6). La vergence fusionnelle rapide permet de passer de la position phorique (vision double du point M) à la position active permettant de voir simple le point de fixation M.

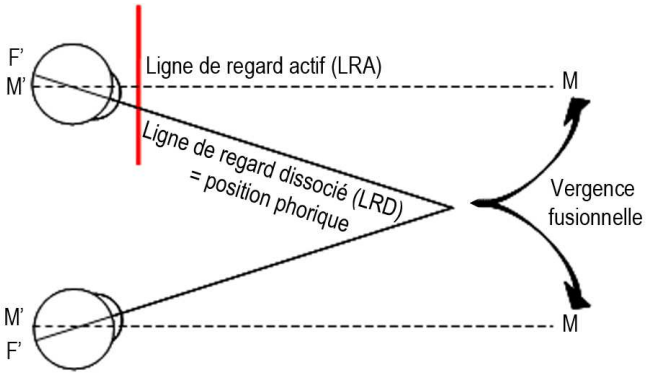


Figure 6 : Couple oculaire d'un sujet esophore en vision de loin et en vision dissociée (vue du dessus)
Soit « M' », les images d'un point « M » fixé à l'infini et « F' » les fovéas de chaque œil. Le trait rouge représente le dissociateur (verre de Maddox). Les pointillés correspondent aux lignes de regard actif (vision associée) et les traits pleins aux lignes de regard dissocié (vision dissociée).

* Voir glossaire.

L'évaluation de la vergence tonique nécessite la mise en boucle ouverte du système oculomoteur. La mesure de la phorie de vision de loin, quant à elle, est réalisée uniquement avec le système de vergence réflexe en boucle ouverte. Ainsi, les stimulus accommodatifs et proximaux entrent en compte dans la mesure de la phorie (Rosenfield, 1997a). Durant la mesure de phorie de vision de loin, un sujet emmétrope doit donc accommoder en vision de loin par rapport à sa position d'accommodation tonique pour voir la cible nette. Cette stimulation sympathique a pour effet de stimuler, par syncinésie, la divergence accommodative qui conduit à une position phorique plus divergente d'environ 1° vis-à-vis de la vergence tonique (Rosenfield et Ciuffreda, 1990). De plus, il ne faut pas oublier que l'accès à la réponse tonique nécessite que tous les phénomènes adaptifs se soient dissipés, c'est-à-dire que la vergence fusionnelle lente soit nulle ce qui n'est pas pris en compte dans la mesure habituelle de phorie.

1.2.4.3. Accommodation tonique

Le point de vue classique proposé par Helmholtz (1909), Gullstrand (1911) et Fincham (1937) était que, pour un œil emmétrope, l'accommodation était à sa position de repos lorsque l'œil était focalisé à l'infini (cités dans Rosenfield et al., 1993). Pourtant dès 1855, Thomas Weber suggère que l'œil, en complète position de repos, serait en fait focalisé à une distance intermédiaire. Ceci a été confirmé par la suite par de multiples études.

La boucle accommodative peut être considérée comme ouverte lorsque les conditions de stimulation sont particulièrement dégradées. Dans la littérature, plusieurs moyens sont utilisés pour ouvrir la boucle accommodative : cela peut se faire en installant le sujet dans le noir au milieu d'une pièce suffisamment grande (Rosenfield et Gilmartin, 1990), en faisant regarder au sujet une cible homogène de faible contraste type DOG* de basse fréquence spatiale (Tsuetaki et Schor, 1987) ou encore en le faisant regarder au travers d'un trou de faible dimension dit sténopéïque* (Ciuffreda et Kenyon, 1983 ; Rosenfield et al., 1993).

Dans la littérature, de nombreux termes sont utilisés pour traiter de l'accommodation tonique. Ainsi parle-t-on également de point ou de focalisation de repos (Charman, 1982), de ABIAS pour « accommodative bias » (Hung et Semmlow, 1980 ; Ciuffreda, 2002) ou de dark focus ou dark accommodation lorsque cette dernière est évaluée dans le noir (Rosenfield et Gilmartin, 1989). Il est estimé en moyenne que l'accommodation tonique est de 1 D à 1,5 D (Toates, 1972 ; Owens et Leibowitz, 1980 ; Schor et al., 1984b ; Howard, 2002).

Il existe une variation importante de l'accommodation tonique entre les sujets. Elle s'explique notamment par la variabilité de la réponse du muscle ciliaire à l'innervation (Rosenfield et al., 1993 pour revue). D'autres paramètres peuvent affecter l'accommodation tonique et augmenter la variabilité de la réponse, comme c'est la cas par exemple pour l'activité mentale (Bullimore et Gilmartin, 1987 ; Jaschinski-Kruza, 1988).

* Voir glossaire.

1.2.4.4. Résumé

La composante tonique du système oculomoteur permet de passer de la position de repos anatomique à la position de repos physiologique. Elle représente l'innervation minimale des muscles ciliaires et des muscles extra-oculaires. Elle est estimée en moyenne à une focalisation à 0,76 m et une convergence à 1,16 m devant le sujet.

1.3. Amplitude de la réponse oculomotrice

La vergence et l'accommodation présentent un certain niveau d'erreur de leur réponse vis-à-vis du stimulus. Cela constitue un stimulus constant d'erreur permettant de mobiliser en permanence la composante phasique (ou transitoire) (Schor, 1979a) et ainsi de maintenir un niveau de réponse au stimulus satisfaisant. Cette erreur est appelée avance ou retard accommodatif et disparité de fixation pour la composante de vergence.

1.3.1. Vergence : la disparité de fixation

La disparité de fixation est une disparité rétinienne résultant de la dynamique de la réponse en vergence (Schor et al., 1986). Selon Millodot (1997), il y a disparité de fixation quand les deux images rétiniennes d'un objet unique ne tombent pas sur des points correspondants de la rétine mais se trouvent cependant dans les aires de Panum associées. Malgré la disparité rétinienne, l'objet est alors vu simple. Ce phénomène a été décrit pour la première fois par Hoffman et Bielschowsky en 1900, qui le présentaient alors comme un « lag de fixation » (Hoffman et Bielschowsky, 1900, cité dans Howard, 2002). Selon Schor (1979a), la disparité de fixation résulte d'une adaptation incomplète de la vergence fusionnelle lente. Elle constitue un stimulus qui permet de maintenir une vergence adéquate en stimulant de façon continue la vergence fusionnelle rapide pour compenser le déclin (fuite, voir modèles au paragraphe 1.4) de la vergence. Bien que nécessaire pour stimuler la vergence fusionnelle, une trop grande disparité de fixation peut affecter défavorablement les performances visuelles (Ciuffreda, 2002). En effet, cette dernière est connue pour être une condition de stress pour le système de vergence (Schor, 1979a ; Jaschinski et al., 2008b).

1.3.2. Accommodation : avance ou retard accommodatif

La différence, en dioptrie, entre le stimulus accommodatif et la réponse accommodative du sujet à ce stimulus constitue l'avance ou le retard accommodatif. On parle de lag (ou retard accommodatif) lorsque le sujet est focalisé en arrière du point de fixation et de lead (ou avance accommodative) lorsque le sujet est focalisé en avant du point de fixation. La défocalisation rétinienne n'est pas perçue par le sujet étant donné que son étendue n'excède pas la profondeur de champ. Le niveau de réponse accommodative est fonction du stimulus accommodatif (Morgan, 1944a) (voir figure 7). Ainsi, pour un stimulus de 0 à 1 D, le système accommodatif a tendance à se placer en lead puis en lag accommodatif pour un stimulus > à 1 D.

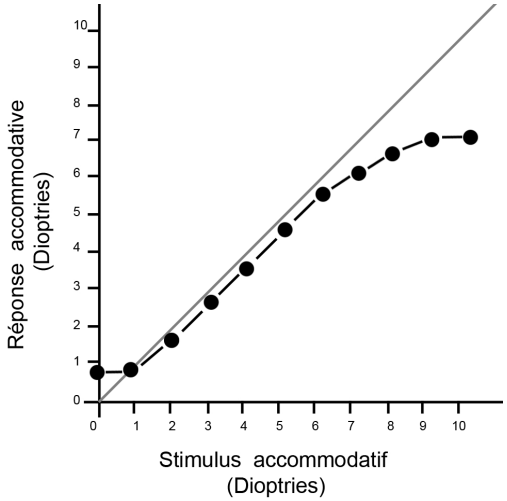


Figure 7 : Réponse accommodative en fonction du stimulus d'accommodation

La ligne diagonale est la droite de Donders représentant une relation linéaire de pente 1. Les valeurs au dessus de la ligne de Donders correspondent à un lead accommodatif, tandis que les valeurs en dessous représentent un lag.

(Figure extraite de Scheiman et Wick (2002))

1.3.3. Résumé

A l'issue de la réponse oculomotrice, il persiste une erreur de vergence et de focalisation. Ces erreurs résiduelles sont imperceptibles par le sujet. L'erreur de vergence est appelée disparité de fixation et l'erreur de focalisation, lag ou lead. Ces erreurs sont essentielles à la réponse oculomotrice car elles permettent de stimuler en continu le système oculomoteur afin de maintenir la réponse sur le point de fixation.

1.4. Modélisations du système oculomoteur

L'action respective des différentes composantes de réponse du système oculomoteur et l'amplitude de sa réponse résultante peuvent être modélisées.

1.4.1. Généralités

Dans les prémices de la modélisation du système oculomoteur, Maddox (cité dans Hung et al., 1984) proposait que l'accommodation soit considérée comme la composante dominante. Fincham (1957), a contrario, proposait une dominance du système de vergence sur la réponse oculomotrice. La dominance de l'une ou l'autre des composantes n'est désormais plus d'actualité. Ainsi, depuis les trente dernières années, de nombreux modèles ont été proposés pour simuler et prédire le fonctionnement du système oculomoteur et l'interaction des composantes d'accommodation et de vergence. A partir des connaissances acquises sur le fonctionnement du système oculomoteur, ils fournissent un cadre global de compréhension et d'organisation. Ces modèles se basent sur ceux utilisés en automatique en intégrant des algorithmes d'asservissement. Les modèles s'appuient sur un système dit continu car les variations des grandeurs physiques le caractérisant (dans notre cas les paramètres oculomoteurs) sont des fonctions du type f(t) avec t la variable continue temps. Les

modèles utilisent des rétroactions entre les signaux d'entrée et les signaux de sortie pour contrôler les fonctions élémentaires à partir de la comparaison du signal de sortie avec la valeur attendue. Ils sont composés de « contrôleurs » qui peuvent être qualifiés de proportionnels ou d'« intégrateurs avec fuite ». Les contrôleurs représentent les mécanismes neuronaux transformant le stimulus physique (le flou, la disparité) en codes neurologiques pour l'innervation des muscles oculomoteurs. Les modèles les plus récents utilisent des intégrateurs avec fuite qui permettent de mieux refléter la dynamique de la réponse oculomotrice. Un intégrateur avec fuite est un élément de charge/décharge qui répond rapidement à un stimulus d'entrée tout en stockant la consigne. Avec le temps, la réponse s'éloigne de la consigne (fuite) (Eadie et Carlin, 1995). La différence ainsi créée stimule l'intégrateur qui a pour but de maintenir la consigne. Ce type d'élément permet d'assurer la stabilité de la réponse. Lorsque le stimulus est retiré, l'intégrateur se décharge. Cette décharge est caractérisée par son taux de déclin ou par l'inverse de la constante de temps (Ciuffreda, 2002). Les intégrateurs avec fuite sont de la forme : 1/(1+Ts), où T est la constante de temps et s la variable de la fonction de transfert. Les modèles intègrent également des « gains » qui correspondent au rapport réponse/stimulus. Dans les modèles, les gains représentent donc des facteurs multiplicatifs du signal. L'interaction entre l'accommodation et la vergence est représentée par un lien croisé correspondant à la vergence accommodative, d'une part, et à l'accommodation de vergence, d'autre part.

Les modèles se divisent en deux grands types : les modèles statiques (Hung et Semmlow, 1980 ; Hung et al., 1996) et les modèles dynamiques (Schor, 1979a ; Ebenholtz et Fisher, 1982 ; Schor et Kotulak, 1986 ; Hung, 1992 ; Schor, 1992). Les modèles statiques permettent la compréhension des mécanismes oculomoteurs basiques et leurs implications dans les mesures cliniques (Ciuffreda, 2002). Ce type de modèle informe sur l'état stable de la réponse oculomotrice consécutif à un transfert de fixation (stimulation ponctuelle par pas). Les modèles dynamiques, eux, permettent de rendre compte des propriétés dynamiques des réponses oculomotrices.

Parmi les modèles développés, certains s'intéressent, soit à la composante accommodative (Toates, 1972 ; Khosroyani et Hung, 2002 ; Schor et Bharadwaj, 2005, 2006), soit à la composante de vergence (Toates, 1974 ; Krishnan et Stark, 1977 ; Schor, 1979a ; Schor, 1980 ; Hung et al., 1986 ; Hung, 1998). D'autres modèles combinent les deux composantes pour prendre en compte leurs interactions via le couplage accommodation-vergence (Hung et Semmlow, 1980 ; Ebenholtz et Fisher, 1982 ; Hung et al., 1984 ; Schor, 1985, 1986 ; Schor et Kotulak, 1986 ; Schor, 1992 ; Schor et al., 1992 ; Hung et al., 1996 ; Schor, 1999). Notre problématique reposant sur le couple accommodation-vergence, c'est sur ce dernier type que nous nous attarderons dans ce mémoire. Les modèles sont généralement développés pour simuler un phénomène visuel spécifique comme l'adaptation du système oculomoteur consécutive au travail en vision de près (Hung, 1992 ; Hung et Ciuffreda, 1999) ou encore la contribution de la proximité dans la réponse oculomotrice (Schor et al., 1992 ; Hung et al., 1996). Il existe peu, voire pas de modèle permettant de refléter la réponse oculomotrice quelles que soient les conditions de stimulation.

Les deux principales équipes ayant développé des modèles de simulation du système

oculomoteur sont celles de Hung et de Schor. Pour se rendre compte des différences entre les travaux développés par chacune des équipes, un tour d'horizon de leurs travaux est présenté dans les sections suivantes.

1.4.2. Travaux de l'équipe de Hung

Le modèle de Hung (1996), présenté en figure 8, est composé de trois branches. Une branche accommodative, une branche proximale et une branche associée à la vergence. Le signal d'entrée du modèle pour chaque branche est la distance de la cible. En sortie, il est obtenu une réponse accommodative et une réponse de vergence. Les stimulus d'entrée sont exprimés en mètre pour l'accommodation (AS) et en angle mètre pour la vergence fusionnelle (VS). A ces stimulus viennent se soustraire les rétrocontrôles. La différence résultante représente l'erreur initiale du système. Le signal passe au travers d'un « dead space » (DSP) operator qui matérialise la profondeur de champ pour la composante accommodative et l'aire de Panum pour la composante de vergence. Les signaux de sortie des DSP sont ensuite multipliés par les gains des contrôleurs d'accommodation et de vergence (ACG et VCG). Le signal d'entrée pour la branche proximale est également la distance du stimulus (DS). Ce signal est sans rétroaction. Il passe par le gain de distance perçue (PDG) correspondant à l'estimation subjective de la distance apparente. Il a pour signal de sortie les gains de l'accommodation et de la vergence proximales (APG et VPG). Les signaux de sortie des gains proximaux s'additionnent ensuite à ceux des contrôleurs. A cela vient s'ajouter la composante de couplage (l'accommodation de vergence (CA) et la vergence accommodative (AC)) ainsi que les composantes toniques. Le signal neural de sortie conduit ensuite à l'innervation des muscles oculomoteurs. Les modifications motrices sont alors renvoyées à la jonction initiale. Si l'erreur résiduelle du système est trop importante, alors le cycle est répété jusqu'à que cette erreur devienne acceptable (profondeur de champ/aire de Panum) et stable pour les deux systèmes (Ciuffreda, 2002, pour revue).

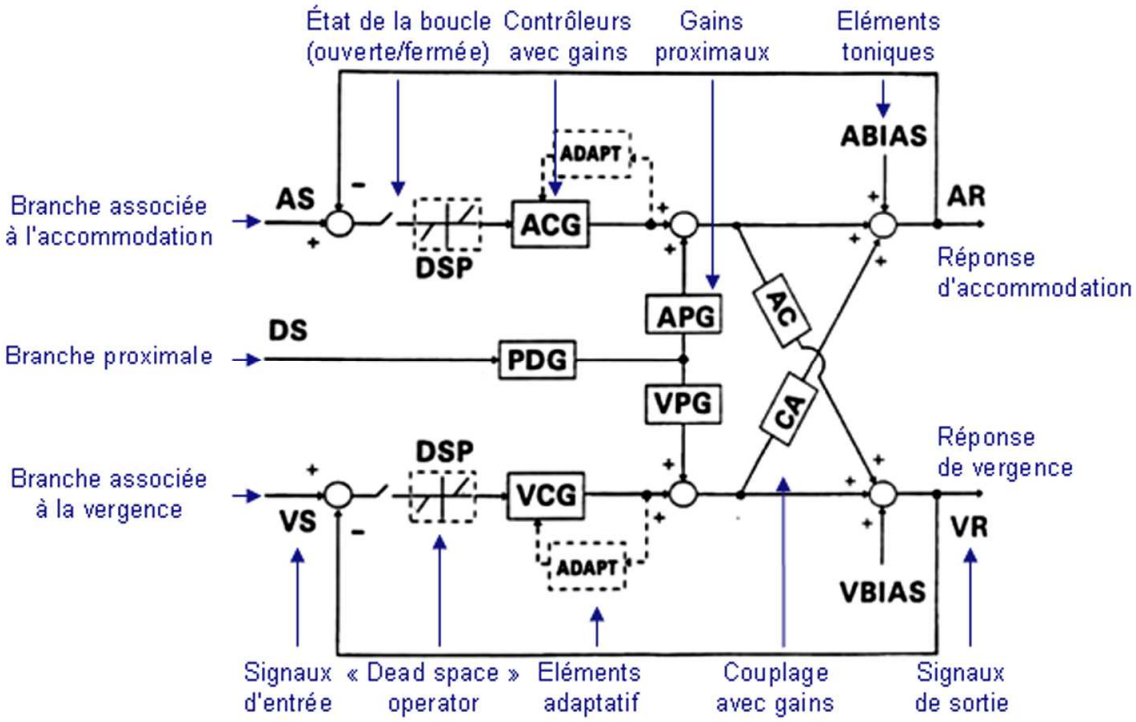


Figure 8 : Modèle statique des systèmes d'accommodation et de vergence de Hung (1996)

« AS » représente le stimulus du système accommodatif et « VS » celui du système de vergence. « DS » correspond à la distance du stimulus. « DSP » correspond au dead space élément. « ACG » et « VCG » représentent respectivement les gains des contrôleurs d'accommodation et de vergence. « PDG » est le gain de distance perçue. « APG » et « VPG » correspondent aux gains de l'accommodation et de la vergence proximale. L'accommodation de vergence est symbolisée par « CA » et la vergence accommodative par « AC ». « ABIAS » et « VBIAIS » représentent les composantes toniques de l'accommodation et de la vergence respectivement. L'addition des quatre signaux tous ensemble conduit à la réponse accommodative « AR » et à la réponse de vergence « VR ». Les éléments en pointillés correspondent aux éléments adaptatifs « ADAPT » décrits dans l'article de Hung (1992) et détaillés dans le chapitre 2.

(Figure extraite de Hung et al. (1996). Pour faciliter la compréhension des différents éléments qui composent le modèle, il leur a été ajouté une étiquette (en bleu sur la figure). Le modèle étant parfaitement symétrique l'étiquette a été instaurée uniquement en haut ou en bas pour plus de clarté.)

Le modèle, à la base statique, devient dynamique si l'on détaille la composition des contrôleurs. En effet, pour rendre compte de la dynamique de la réponse accommodative, les éléments appelés contrôleurs doivent être subdivisés en deux, le contrôleur rapide et le contrôleur lent, comme évoqué précédemment dans le paragraphe 1.2.1 traitant de la réponse réflexe. Ces deux contrôleurs sont positionnés en parallèle dans le modèle de Hung (1998) (voir figure 9). Dans ce modèle, les signaux de sortie des deux composantes, lente et rapide, s'additionnent et alimentent ensuite le commutateur-filtre (switch, filter) de convergence/divergence qui agit sur la vitesse de la réponse. Le signal de sortie conduit ensuite à l'innervation des muscles oculomoteurs permettant de générer la réponse de vergence.

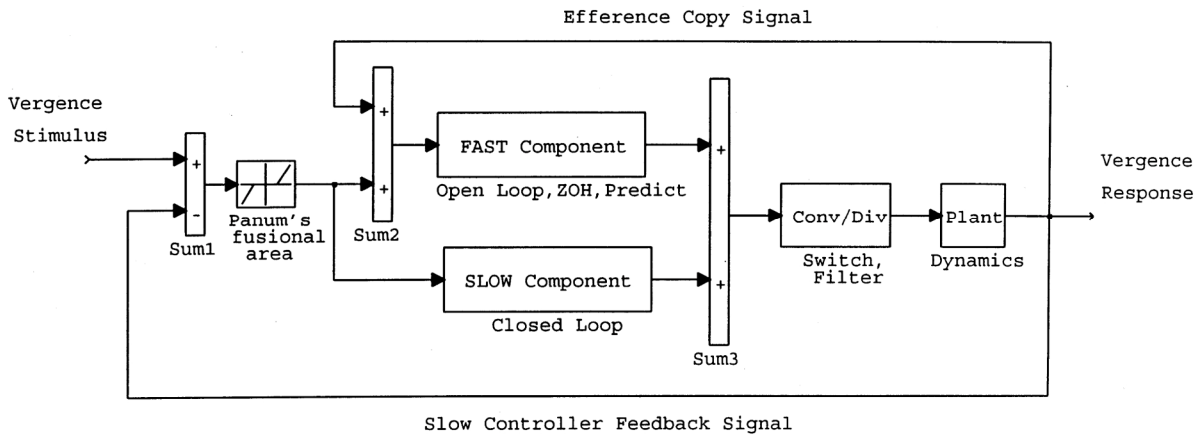


Figure 9 : Bloc diagramme du système de vergence (Hung, 1998)

Le bloc diagramme traite uniquement de la branche associée à la vergence (ligne inférieure de la figure 8). Etant centré sur l'aspect dynamique de la vergence, ce modèle néglige les composantes proximales, croisées et toniques. Le « Plant » correspond à l'effecteur musculaire, ici les muscles extra-oculaires.

(Figure extraite de Hung (1998))

1.4.3. Travaux de l'équipe de Schor

Schor et Kotulak (1986) ont développé leur modèle d'interactions entre accommodation et vergence à partir de précédents modèles réalisés sur le système de vergence (Schor, 1979a) puis sur le système d'accommodation (Schor et al., 1984b). Le modèle présenté ci-dessous est tiré de l'article de Schor (1999), mais se calque sur ceux utilisés en 1992 et 1986 (voir figure 10). Il est à noter que dans les modèles de Schor, est appelé « Tonic Element », la composante lente de la vergence fusionnelle qui ne correspond donc pas à proprement parler à la composante tonique décrite dans ce mémoire.

Dans les modèles de Schor, des contrôleurs proportionnels (Kb) permettent de tenir compte de la réponse phasique rapide à des changements abrupts. Ces contrôleurs n'alimentent pas les couplages. L'insertion des « biais » dans les modèles de Schor a été très tardive. Le modèle de 1999 est d'ailleurs l'unique modèle les intégrant. Les précédents modèles n'incorporaient pas réellement de composante tonique mais l'intégrait directement dans la composante lente (cela explique peut-être le nom donné à la composante lente dans les précédents modèles). Cet amalgame de la composante tonique et de la composante lente conduisait à une réponse égale à zéro en cas simulation en boucle ouverte et non à la valeur de la position tonique qui est connue pour être non nulle (Hung, 1992). Les modèles jusqu'à celui de 1999, ne pouvaient donc être utilisés qu'en boucle fermée. Dans ce modèle, la conscience de la proximité n'est pas prise en compte. Cette composante et sa place dans l'interaction accommodation-vergence est cependant connue de l'équipe de Schor puisqu'elle avait été intégrée dans un précédent modèle dédié à la composante proximale (Schor et al., 1992, pour revue).

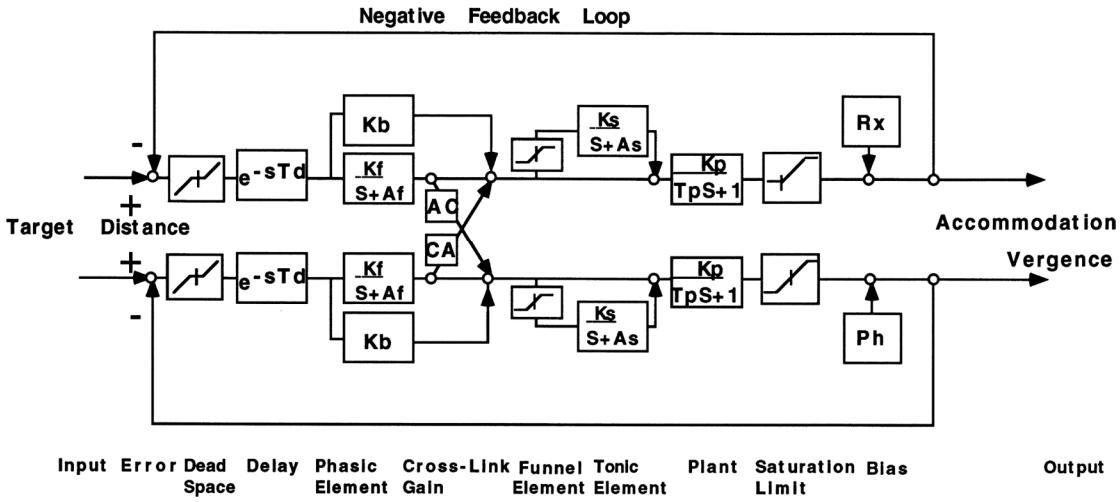


Figure 10 : Bloc diagramme du système oculomoteur (Schor, 1999)

Le « Dead Space » symbolise la profondeur de champ et l'aire de Panum respectivement pour l'accommodation et la vergence. Le « Delay » correspond à la latence de la réponse de chaque composante. Le « Phasic Element » est composé d'un intégrateur avec fuite du type Kf/S+Af et d'un contrôleur proportionnel Kb (gain). Le «Cross-link Gain» est le gain lié au couplage, « CA » pour l'accommodation de vergence et « AC » pour la vergence accommodative. Le « Tonic Element » correspond à la composante lente de la réponse. Le « Plant » correspond à l'effecteur musculaire, les muscles ciliaires pour l'accommodation et les muscles extra oculaires pour la vergence. Les « Bias », « Rx » et « Ph », représentent les « composantes toniques » du système oculomoteur ; pour le système de vergence, Ph est la phorie en vision de loin en boucle accommodative ouverte, pour le système accommodatif, Rx est l'erreur globale de réfraction incluant « l'accommodation tonique ».

1.4.4. Hung vs Schor

Bien que les modèles développés, que ce soit par l'équipe de Hung ou par celle de Schor, offrent des simulations satisfaisantes, il existe plusieurs grandes différences entre ces modèles.

L'une des différences entre Schor et Hung se joue sur le concept de la composante lente. En effet, chez Hung, la composante lente répond directement à la disparité lorsque cette dernière est de faible amplitude et que les éléments sont suffisamment ressemblants pour être fusionnés. Pour Schor, par contre, la composante lente ne répond pas directement à la disparité mais au signal de sortie de la composante rapide. De plus, chez Schor jusqu'en 1999, la composante lente intègre la « composante tonique ». Les deux auteurs ont établi leur modélisation en se basant sur les mêmes observations à savoir que la réponse peut être discriminée en deux composantes ayant des rôles et des vitesses d'exécution différentes. Les arguments de Schor pour proposer une composante lente recevant son signal d'entrée à partir de la composante rapide ne sont pas en désaccord avec ceux proposés par Hung pour mettre les composantes en parallèle (Schor, 1979a ; Hung et al., 1986). Il s'agit d'une interprétation différente des observations réalisées. Le mécanisme résultant, dans le cas de la vergence, avec la disparité rétinienne qui induit une réponse rapide et la composante lente qui soutient la fixation, est finalement similaire pour les deux types de modèles.

La seconde différence est que dans les deux types de modèles, la position du couplage

diffère. En effet chez Hung, le couplage intervient après les composantes rapide et lente, tandis que chez Schor, le couplage est situé entre la composante rapide et la composante lente. Cette position du couplage chez Schor, découle du fait que l'insertion d'un prisme modifie la valeur de la phorie (assimilée à la « vergence tonique ») mais aussi celle de « l'accommodation tonique ». Cette modification de « l'accommodation tonique » résulte du couplage : la vergence induit de l'accommodation de vergence qui augmente « l'accommodation tonique ». Il est fait une observation similaire sur la modification de la « vergence tonique » suite à l'insertion de verres ophtalmiques. Le couplage doit donc nécessairement être situé avant la « composante tonique » pour que le modèle puisse refléter ces observations. Or, dans les modèles de Schor jusqu'à 1999, la composante tonique et la composante lente sont assimilées. C'est pourquoi, dans les modèles de Schor, le couplage est avant la composante lente. Cette modification de la position du couplage semble en fait avoir peu d'incidence sur la représentation de la dynamique oculomotrice.

1.4.5. Résumé

Le système oculomoteur est modélisable en utilisant des concepts issus de l'automatique.
Les équipes de Hung et de Schor sont les deux principales équipes ayant travaillé sur la modélisation et la simulation du système oculomoteur.
Les modèles des deux équipes se différencient par l'insertion de la composante lente de la réponse de vergence et d'accommodation : en parallèle chez Hung et en série chez Schor, par la position du couplage, après la composante lente chez Hung et entre les composantes rapide et lente chez Schor. Jusqu'à présent, aucun consensus n'a été trouvé pour modéliser le système oculomoteur dans son intégralité (toutes les composantes et quelle que soit la stimulation visuelle). Toutefois, les deux familles de modèles permettent des simulations satisfaisantes.

1.5. Conclusion

Dans ce chapitre, le système oculomoteur, ses deux grandes composantes et leurs quatre processus de réponse ont été décrits. Ces paramètres et leurs interactions ont été également présentés sous la forme de modèles automatiques. La réponse du système oculomoteur a été présentée de manière générale, indépendamment du type de stimulus auquel le système oculomoteur est soumis. Sur cette base, est explorée, dans chapitre suivant, l'organisation de la réponse oculomotrice en fonction de ses conditions d'emploi.

2. Le système oculomoteur en fonction des conditions d'emploi

2.1. Introduction 31

2.2. Conditions d'optimisation de la réponse oculomotrice 31

2.2.1. Optimisation de la vergence 31

2.2.1.1. Fréquence temporelle de la stimulation 31

2.2.1.2. Fréquence spatiale de la cible 31

2.2.1.3. Contraste de la cible 31

2.2.1.4. Luminance 32

2.2.2. Optimisation de l'accommodation 32

2.2.2.1. Fréquence temporelle de la stimulation 32

2.2.2.2. Fréquences spatiales de la cible 32

2.2.2.3. Contraste de la cible 33

2.2.2.4. Luminance 34

2.2.3. Optimisation du couplage accommodation-vergence 35

2.2.3.1. Fréquence temporelle de la stimulation 35

2.2.3.2. Fréquence spatiale de la cible 35

2.2.3.3. Contraste de la cible 35

2.2.3.4. Luminance 35

2.2.4. Résumé 35

2.3. Dynamique de la réponse oculomotrice 35

2.3.1. Dynamique de la réponse de vergence 36

2.3.2. Dynamique de la réponse accommodative 37

2.3.3. Résumé 38

2.4. L'Adaptation de la réponse oculomotrice et sa modélisation 39

2.4.1.1. Adaptation de la vergence 39

2.4.1.2. Adaptation de l'accommodation 43

2.4.1.3. Adaptation des gains du couplage accommodation-vergence 44

2.4.1.4. Modélisation de l'adaptation 45

2.4.2. Résumé 46

2.5. La fatigue oculomotrice 46

2.5.1. Généralités 46
2.5.2. Résumé 47

2.6. La demande oculomotrice dans les systèmes de visualisation en relief 47
2.6.1. Introduction 47
2.6.2. Principe général de la restitution du relief 48
2.6.3. Spécificité de la demande oculomotrice 50
2.6.3.1. La dissociation accommodation/vergence 50
2.6.3.2. Cas particulier du téléstéréoscope 52
2.6.4. Conséquences oculomotrices 53
2.6.4.1. Troubles visuels engendrés par les systèmes de visualisation en relief 53
2.6.4.2. Origine des troubles 54
2.6.4.3. Condition de survenue 55
2.6.4.4. Adaptation aux conditions de visualisations en relief 56
2.6.5. Résumé 56

2.7. Conclusion : objectif et hypothèses 57

2.1. Introduction

Le chapitre précédent a permis de présenter l'ensemble des composantes de la réponse oculomotrice et leurs interactions. La réponse du système oculomoteur est très dépendante du stimulus. Ce chapitre est donc consacré à l'impact des conditions d'emploi du système oculomoteur sur sa réponse. Dans un premier temps, sont décrites les conditions de stimulation nécessaires à une réponse optimale du système oculomoteur. La dynamique de la réponse oculomotrice qui en découle est également présentée. En plus d'influencer la réponse oculomotrice, les conditions d'emploi peuvent conduire à la mise en place d'un processus adaptatif par le système oculomoteur. Ce processus adaptatif a pour but de minimiser l'effort du système et ainsi de limiter la fatigue visuelle. Ce phénomène est donc analysé dans un second temps. Enfin, parmi les conditions d'emploi, il en est une qui est particulière et dont les effets sont encore mal connus : la visualisation en relief. Son principe, la demande oculomotrice qu'elle impose et la problématique soulevée sont décrits à la fin de ce chapitre.

2.2. Conditions d'optimisation de la réponse oculomotrice

La réponse oculomotrice dépend de nombreux facteurs. Les caractéristiques de la cible ou l'environnement lumineux d'observation sont des facteurs d'influence de la réponse des systèmes de vergence et d'accommodation. Les paragraphes ci-après sont consacrés aux caractéristiques permettant d'optimiser la réponse de la vergence, de l'accommodation et du couplage en termes de fréquence temporelle, de fréquence spatiale, de contraste et de luminance de la cible.

2.2.1. Optimisation de la vergence

L'optimisation de la réponse du système de vergence est peu développée dans la littérature. La visibilité de la cible semble être considérée comme l'élément crucial de la réponse de vergence.

2.2.1.1. Fréquence temporelle de la stimulation

Pour des stimulations périodiques, la vergence ne répond qu'au dessus d'une certaine fréquence temporelle. Selon l'étude de Hung (1986), la vergence répondrait de manière précise à partir d'une oscillation sinusoïdale de la cible de 0,3 Hz. Au-delà de 2 Hz, la difficulté pour suivre une cible devient importante (Krishnan et al., 1973b).

2.2.1.2. Fréquence spatiale de la cible

Les cibles de basses fréquences spatiales permettent une limite de fusion binoculaire sensorielle et motrice plus grande que les hautes fréquences (Schor et al., 1984a ; Roumes, 1995). De plus, il a été montré que la réponse de vergence, à disparités équivalentes, se fait préférentiellement sur une cible de basse fréquence spatiale (Edwards et al., 1998).

2.2.1.3. Contraste de la cible

La question qui est de savoir s'il existe un seuil de contraste nécessaire pour induire une

réponse du système de vergence n'a pas été traitée à ce jour (Judge, 1991). On sait cependant que le contraste de la cible affecte la réponse de vergence. En effet, à disparités équivalentes, la réponse de vergence se fait préférentiellement sur la cible ayant le contraste le plus élevé (Edwards et al., 1998).

2.2.1.4. Luminance

A faible niveau de luminance, la vergence dérive vers son état de repos, ce phénomène est appelé « dark vergence » (Alpern et Larson, 1960). Au dessus du niveau scotopique (> 0,01 cd/m²), la vergence reste assez précise (Owens et Leibowitz, 1980).

2.2.2. Optimisation de l'accommodation

L'optimisation de la réponse du système accommodatif est beaucoup plus documentée que celle de la réponse de vergence.

2.2.2.1. Fréquence temporelle de la stimulation

Pour des stimulations périodiques, la gamme de fréquence temporelle pour laquelle l'accommodation est capable de répondre est entre 0,04 Hz et 4 Hz (Ciuffreda, 1991).

2.2.2.2. Fréquences spatiales de la cible

Il existe plusieurs types de cibles : des cibles avec un profil de luminance sinusoïdal, carré, ou encore issu de la différence entre deux gaussiennes (DOG). Pour des stimulus sinusoïdaux, le système accommodatif répond pour des fréquences spatiales comprises entre 1 et 25 cpd (cycle par degré) (Phillips, 1974) (voir figure 11). Selon Owens (1980), la performance optimale est obtenue pour des fréquences spatiales entre 3 et 5 cpd. En deçà de 1 cpd, le gradient de contraste est trop faible. Au-delà de 25 cpd, la résolution du gradient de contraste est trop fine pour fournir au système accommodatif les informations de défocalisation nécessaires. L'accommodation dérive alors vers sa position de repos (Ciuffreda, 1991).

Pour un profil de stimulus carré, la réponse accommodative reste constante pour toute cible de moins de 25 cpd, il n'y a donc pas de décroissance de la réponse accommodative pour les basses fréquences spatiales (< 1 cpd) (voir figure 11). Ceci est expliqué par le fait que les cibles carrées contiennent toujours des hautes fréquences spatiales.

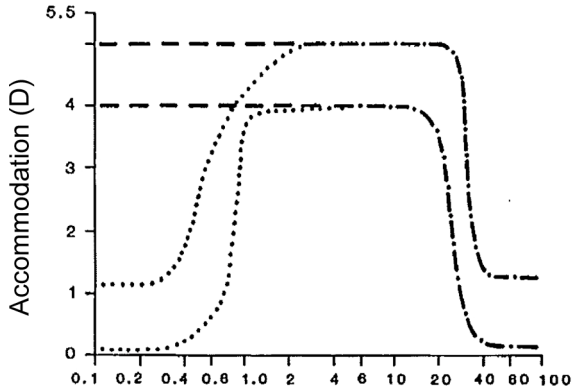


Figure 11 : Réponse accommodative en fonction de la fréquence spatiale

Les tracés représentent l'enveloppe des réponses de trois sujets pour un stimulus à 5,5 D. Les points sont associés à un réseau sinusoïdal, tandis que les tirets sont associés un réseau carré.

(Figure extraite de Ciuffreda et Kenyon (1983))

Les équipes de Schor ont beaucoup travaillé avec des DOG, dans un premier temps pour étudier la réponse de vergence et plus tard la réponse accommodative. Les cibles utilisées par les équipes de Schor pour stimuler l'accommodation sont des DOG de 6,4 cpd. A contrario, il montré qu'à une fréquence spatiale de 0,2 cpd, ces cibles ne stimulent pas l'accommodation (Tsuetaki et Schor, 1987).

L'expérience de Charman et Tucker (1977) sur des cibles complexes montre que la prédiction de la réponse accommodative sur la base de son spectre de fréquence spatiale n'est pas possible. Il semblerait cependant que les basses fréquences spatiales jouent un rôle essentiel pour le niveau final de la réponse, les hautes fréquences spatiales permettant ensuite d'affiner la réponse accommodative (Charman et Heron, 1979).

2.2.2.3. Contraste de la cible

A faible niveau de contraste, l'accommodation devient moins stable et adopte sa position de repos (Owens, 1980 ; Ciuffreda, 1991). Pour des cibles sinusoïdales de fréquences spatiales entre 3 et 15 cpd, le contraste peut être réduit considérablement, pouvant passer de 63 % à 2,6 % (contraste de Michelson), sans que cela ne réduise la réponse du système accommodatif (Phillips, 1974, cité par Ciuffreda et Rumpf, 1985). Lors de la diminution du contraste, la décroissance de la réponse du système accommodatif est immédiate pour les basses et hautes fréquences spatiales. En condition photopique (> 10 cd/m²), les cibles carrées et sinusoïdales de 4 cpd conduisent à une réponse accommodative maximale pour un contraste supérieur à 0,1 % (voir figure 12). Le contraste minimal a été donné pour 4 cpd car il s'agit d'une fréquence spatiale comprise entre 3 et 5 cpd qui correspond environ au maximum de la fonction de sensibilité au contraste* (Campbell et Robson, 1968).

* Voir glossaire.

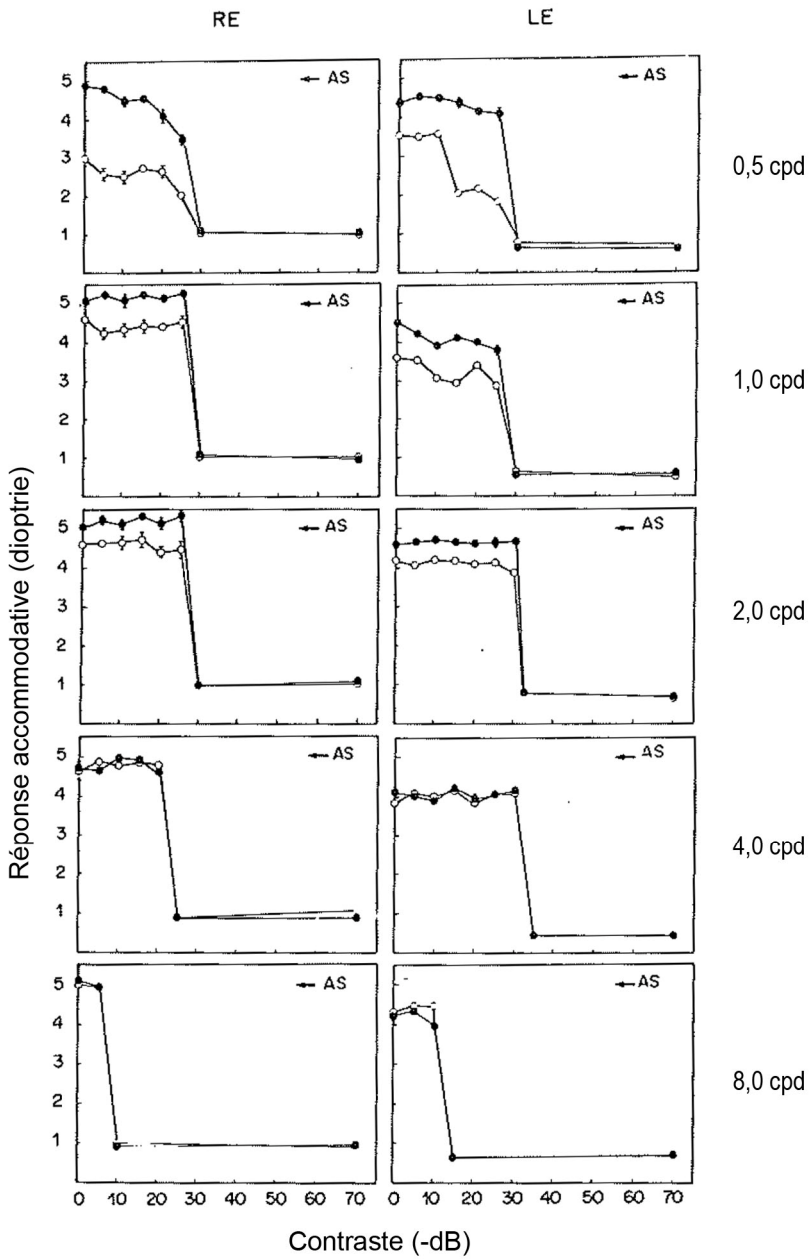


Figure 12 : Réponse accommodative en fonction du contraste et de la fréquence spatiale

Les points noirs sont associés à un réseau carré, tandis que les points blancs sont associés à un réseau sinusoïdal. Le contraste est donné en « dB », où -10 dB correspond à un contraste de 10^{-1}.

(Figure extraite de Ciuffreda et Rumpf (1985))

2.2.2.4. Luminance

A faible niveau de luminance, l'accommodation devient moins stable (Ciuffreda, 1991) et dérive vers son état de repos, ce phénomène est appelé myopie nocturne (Alpern et Larson, 1960 ; Johnson, 1976 ; Johnson et Casson, 1995). L'accommodation reflexe est activée pour une luminance d'environ 0,003 cd/m² pour un test sous-tendant 1° (Campbell, 1954). Cette limite est proche du seuil de visibilité des cônes de la fovéa (Campbell, 1954). La précision de la réponse accommodative est étroitement liée au niveau de luminance de la cible (Johnson, 1976). Ainsi, au-delà de 10 cd/m², la luminance est suffisamment grande pour stimuler efficacement l'accommodation

(conditions photopiques). Toutefois, il est considéré que, par exemple, pour une mesure précise de l'acuité, la charte d'acuité doit avoir une luminance comprise entre 85 et 300 cd/m² (Bailey, 2006).

2.2.3. Optimisation du couplage accommodation-vergence

2.2.3.1. Fréquence temporelle de la stimulation

Selon Schor, le couplage ne serait stimulé que pour une fréquence temporelle au-delà de 0,5 Hz (Schor, 1986). Toutefois, l'expérimentation de Mon-Williams et Wann (1998) utilisant une cible oscillant sinusoïdalement à une fréquence de 0,3 Hz a montré qu'une telle fréquence était capable de stimuler les couplages.

2.2.3.2. Fréquence spatiale de la cible

A notre connaissance, il n'a pas été réalisé d'étude portant spécifiquement sur la question de la fréquence spatiale de la cible et de son impact sur le couplage accommodation-vergence. Les études réalisées se basent sur les connaissances acquises sur l'impact de la fréquence spatiale sur l'accommodation comme c'est le cas dans l'étude de Okada et al. (2006).

2.2.3.3. Contraste de la cible

A notre connaissance, il n'a pas été réalisé d'étude portant spécifiquement sur la question du contraste de la cible et de son impact sur le couplage accommodation-vergence.

2.2.3.4. Luminance

La luminance critique pour permettre une réponse du couplage accommodation-vergence est entre 0,01 et 0,45 cd/m² (Jiang et al., 1991). Au-delà de ce niveau, l'étude de Alpern et Larson (1960) montre que les ratios ne sont pas significativement modifiés par le niveau de luminance.

2.2.4. Résumé

Valeurs optimales	**Vergence**	**Accommodation**	**Couplage**
Fréquence temporelle	Entre 0,3 Hz et 2 Hz	Entre 0,04 Hz et 4 Hz	> 0,3 Hz
Fréquence spatiale	ø	3-5 cpd stimulus sinusoïdale < 25 cpd stimulus carré 6,4 cpd DOG	ø
Contraste	ø	Fonction de la cible et de la luminance	ø
Luminance	> 0,01 cd/m²	> 10 cd/m²	> 0,45 cd/m²

Tableau 1 : Résumé sur les conditions d'optimisation de la réponse oculomotrice

2.3. Dynamique de la réponse oculomotrice

Comme évoqué précédemment par le biais des composantes rapides et lentes de la réponse

réflexe, la réponse oculomotrice a une certaine dynamique. Il ne s'agit pas d'un phénomène linéaire. Cette dynamique peut être approximée par une exponentielle (Westheimer et Mitchell, 1956 ; Shirachi et al., 1978 ; Hung et al., 1984). La dynamique de la réponse oculomotrice se décompose en plusieurs éléments : la latence, la vitesse maximale et la constante de temps (voir figure 13). La latence correspond au temps écoulé entre le début de la stimulation et le moment où la réponse est initiée (Anderson et al., 2010). La vitesse maximale correspond à la plus grande amplitude de réponse pouvant être obtenue pour une seconde. Enfin, la constante de temps quant à elle, représente le temps nécessaire pour atteindre 63 % de l'amplitude totale de la réponse (latence non comprise) (Shirachi et al., 1978 ; Semmlow et al., 2002 ; Kasthurirangan et al., 2003 ; Anderson et al., 2010).

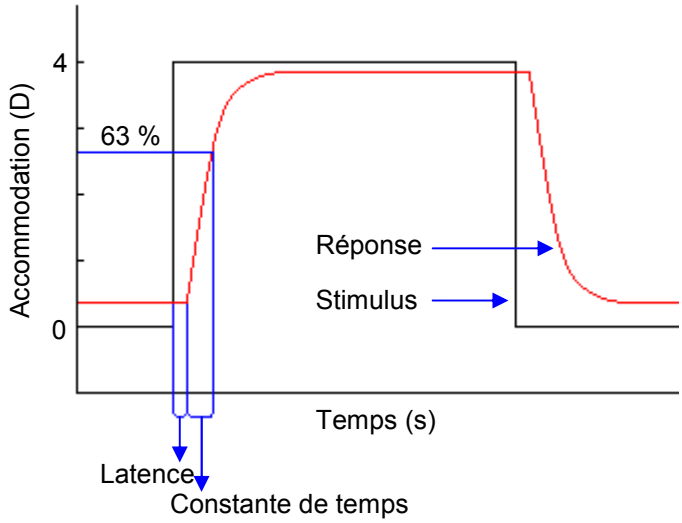


Figure 13 : Dynamique de la réponse oculomotrice, exemple pour l'accommodation

2.3.1. Dynamique de la réponse de vergence

La latence de la vergence pour une stimulation par pas est généralement estimée entre 100 ms et 200 ms (Westheimer et Mitchell, 1956 ; Rashbass et Westheimer, 1961 ; Jones, 1980 ; Schor et al., 1986 ; Busettini et al., 2001 ; Heron et al., 2001b ; Tondel et Candy, 2008). La latence n'est pas affectée par la plage de travail stimulée (Grisham, 1980) mais est influencée par la prédictibilité de la cible (Krishnan et al., 1973a) et par l'âge (Yang et al., 2002). Pour une cible prédictible, elle peut être de 130 ms contre 250 ms pour une cible non prédictible. La latence de la vergence est stable pour une population adulte (16 à 48 ans) (Heron et al., 2001b) mais diffère entre des sujets jeunes (4,5 à 12 ans) et des adultes (22 à 44ans) (Yang et al., 2002). La question reste ouverte quant à savoir si la convergence ou la divergence ont des latences différentes (Howard, 2002). Selon Semmlow et Wetzel (1979), la latence de la convergence serait de 180 ms contre 200 ms pour la divergence, tandis que Schor (1979a) rapporte une latence de 127 ms pour la convergence et de 119 ms pour la divergence. La latence de la vergence accommodative est plus courte que celle de l'accommodation et plus longue que celle de la vergence fusionnelle. Elle se situe entre 175 ms et 240 ms selon les études (Schor et al., 1999 ; Suryakumar et al., 2007a ; Tondel et Candy, 2008).

La vitesse maximale de la réponse de vergence est influencée par l'amplitude du stimulus de vergence et est plus importante en convergence qu'en divergence. Ainsi, pour des stimulations convergentes 4°, la vitesse maximale moyenne de la réponse de vergence est de 26°/s contre 18° en divergence (Munoz et al., 1999). Elle est augmentée par la répétition des mouvements de vergence (Munoz et al., 1999 ; Jainta et al., 2011) et est également influencée par la fatigue induite par des changements de vergence par pas. Ainsi, après 100 mouvements de vergence par pas de 4°, la vitesse maximale de la réponse de vergence décroit de 20 %. Il est à noter que ce phénomène n'est pas observé dans le cas d'oscillations sinusoïdales (Yuan et Semmlow, 2000 ; Saladin, 2005).

La constante de temps de la réponse en vergence est estimée à 180 ms pour la convergence et à 250 ms pour un mouvement en divergence (Hung et al., 1997). Cet ordre de grandeur est confirmé par l'étude de Busettini et al. (2001).

La réponse de vergence a une latence particulièrement courte et un temps d'exécution long (environ 800 ms) ce qui permet d'ajuster le mouvement oculaire en fonction des informations visuelles (Westheimer et Mitchell, 1956 ; Rashbass et Westheimer, 1961). Il est à noter qu'une latence longue et/ou une vitesse réduite de la réponse de vergence tendent à être corrélées à des signes asthénopiques (Goss, 1995).

Il est à noter qu'un traitement orthoptique peut permettre d'améliorer la latence du mouvement de vergence (Bucci et al., 2004).

2.3.2. Dynamique de la réponse accommodative

Pour des stimulations de 80 à 100 ms, la réponse accommodative est faible voire absente. Au delà, la réponse accommodative s'exerce avec une certaine latence. La latence est en moyenne comprise entre 290 ms et 450 ms selon les études (Campbell et Westheimer, 1960 ; Kasai et al., 1971 ; Ciuffreda et Kenyon, 1983 ; Sun et al., 1988 ; Heron et al., 2001a ; Anderson et al., 2010) et descend à 180 ms en cas de cible prédictible (Ciuffreda, 1991). Elle est également réduite lorsque la réponse accommodative est associée à une saccade (Schor et al., 1999). Bien que non affectée par la plage de travail stimulée (Kasai et al., 1971 ; Shirachi et al., 1978 ; Tucker et Charman, 1979), la latence de la réponse accommodative est dépendante de nombreux paramètres. Elle évolue avec l'âge. Ainsi, entre 3 et 38 ans elle diminue d'environ 50 ms (Anderson et al., 2010) pour ensuite augmenter progressivement avec l'avancée de l'âge d'environ 10 ms par an (Mordi et Ciuffreda, 2004). Cette évolution avec l'âge ne fait pas l'unanimité car sa démonstration est très dépendante de l'âge et de la taille des échantillons de sujets étudiés (Sun et al., 1988 ; Heron et al., 2001a ; Kasthurirangan et Glasser, 2006). La prise d'alcool ou de drogue contribue également à augmenter la latence accommodative (Ciuffreda, 1991). La latence de l'accommodation de vergence est quant à elle de 260 à 290 ms (Suryakumar et Bobier, 2004 ; Suryakumar et al., 2007a). Elle est donc plus courte que celle de la réponse accommodative liée au flou mais plus longue que celle de la vergence.

La vitesse maximale pour une stimulation est d'environ 5 D/s (Campbell et Westheimer, 1960 ; Anderson et al., 2010). Elle est fonction de l'amplitude de la stimulation oscillant d'environ

2 D/s pour un stimulus de 1 D à 7,5 D/s pour un stimulus de 3 D (Ciuffreda et Kruger, 1988 ; Kasthurirangan et al., 2003 ; Kasthurirangan et Glasser, 2006 ; Anderson et al., 2010). La vitesse maximale de la réponse accommodative est augmentée lorsqu'elle est associée à une saccade (Schor et al., 1999). La vitesse maximale semble diminuer avec l'âge notamment lorsque le stimulus est supérieur à 1,75 D (Kasthurirangan et Glasser, 2006 ; Anderson et al., 2010).

La constante de temps est d'environ 250 ms pour un stimulus de 2 D (Campbell et Westheimer, 1960 ; Ciuffreda et Kenyon, 1983). La variation de ce paramètre avec l'âge reste en débat (Sun et al., 1988 ; Heron et al., 2001b ; Mordi et Ciuffreda, 2004 ; Kasthurirangan et Glasser, 2006). La constante de temps est malgré tout dépendante d'un grand nombre d'éléments : point de départ et amplitude du transfert de fixation, conditions d'évaluation (boucle ouverte/fermée, nuit…). Lorsque la tâche est de passer du loin au près, la constante de temps est plus longue d'au moins 50 ms que lors de la variation inverse (Beers et Van Der Heijde, 1994). De plus, pour la mise au point au près, plus l'amplitude de la stimulation est importante plus la constante de temps augmente (Sun et al., 1988 ; Beers et Van Der Heijde, 1994 ; Kasthurirangan et al., 2003 ; Kasthurirangan et Glasser, 2005). Ainsi, une stimulation d'une dioptrie aura une constante de temps environ 200 ms plus courte qu'une stimulation de 4 D. D'autre part, plus les conditions s'approchent de la mise en boucle ouverte du système accommodatif (baisse du contraste, baisse de la luminosité, etc.), plus la constante de temps est allongée pouvant atteindre jusqu'à 10 s en boucle ouverte (Ciuffreda, 1991).

Il est à noter qu'un traitement orthoptique peut permettre d'améliorer la latence ainsi que la constante de temps accommodatives (Bobier et Sivak, 1983 ; Cooper et al., 1987).

2.3.3. Résumé

	Vergence		***Accommodation***	
	Valeur moyenne	*Influencée par*	*Valeur moyenne*	*Influencée par*
Latence	*100-200 ms* *VA : 175-240 ms*	*- Prédictibilité* *- Age* *- Conv/Div ?*	*290-450 ms* *AV : 260-290 ms*	*- Prédictibilité* *- Age ?* *- Drogue, alcool*
Vitesse	*26-18 °/s*	*- Amplitude* *- Conv/Div* *- Répétition/Fatigue*	*5 D/s*	*- Age* *- Amplitude stim.* *- Saccade*
Constante de temps	*180 ms en conv.* *250 ms en div.*	*ø*	*250 ms pour un pas de 2 D*	*- Age ?* *- Transfert VL-VP VP-VL* *- Amplitude stim pour transfert VL/VP* *-Boucle ouverte/fermée*

Tableau 2 : Résumé sur la dynamique de la réponse oculomotrice

2.4. L'Adaptation de la réponse oculomotrice et sa modélisation

Les conditions d'emploi peuvent conduire à la mise en place d'un processus adaptatif par le système oculomoteur. L'adaptabilité est sans doute l'une des caractéristiques les plus importantes pour la survie d'une espèce et se retrouve dans la plupart des systèmes physiologiques. A ce titre, le système oculomoteur a une certaine plasticité qui lui confère la possibilité de maintenir une vision simple et nette pendant le développement (augmentation de la distance interoculaire, presbytie) mais aussi lors de conditions visuelles spécifiques (vision soutenue à une distance proche, aniséïconie, port de prismes…). Ainsi au cours de la vie, le système oculomoteur réalise-t-il des ajustements en réponse aux challenges naturels de la vie ordinaire. La plupart de ces situations sont compensées par un processus naturel de recalibration qui intervient automatiquement et sans effort pour optimiser les performances visuelles (Schor, 2009). Cette capacité et cette flexibilité neurale sont au cœur de la réhabilitation orthoptique des désordres neuromusculaires du système visuel. L'adaptation est un phénomène à court terme, réalisé ponctuellement en fonction de la demande pesant sur la composante phasique. L'adaptation est réalisée de multiples fois par jour en fonction des tâches visuelles exécutées. L'adaptation se met en place après une exposition prolongée à une distance proche ou après exposition à un prisme ou des verres ophtalmiques (Ebenholtz et Fisher, 1982 ; Owens et Leibowitz, 1983 ; Schor et al., 1984b). Chez les sujets ayant une vision normale, le processus adaptatif sert à compenser la demande visuelle et donc à éviter la mise en place de fatigue visuelle. Il requiert donc un signal d'erreur visuel pour se mettre en place. L'adaptation utilise les boucles de rétrocontrôle pour ajuster les paramètres oculomoteurs afin de réduire l'amplitude du signal d'erreur (Miles, 1985 ; Ebenholtz et Citek, 1995). Elle se met en place via la composante lente des systèmes d'accommodation et de vergence. Pour l'accommodation comme pour la vergence, on observe qu'un processus adaptatif se met en place dès 15 secondes de stimulation (Rosenfield et Gilmartin, 1989 ; Fisher et al., 1990). L'ajustement réalisé dure tant qu'un nouveau transfert de fixation n'est pas réalisé ou que le prisme ou les verres sont maintenus en place. Le déclin de l'adaptation peut être plus ou moins long. L'état d'adaptation perdure de plusieurs heures si l'environnement est pauvre (dans le noir, lors du sommeil) à quelques minutes si le sujet est en vision binoculaire dans un environnement riche (Carter, 1965). Parmi les paramètres oculomoteurs considérés comme adaptables, on compte l'accommodation et la vergence « toniques », la phorie, les gains de vergence accommodative et d'accommodation de vergence et les réserves fusionnelles. Selon Ebenholtz et Citek (1995), ni la vergence ni l'accommodation volontaires ne sont adaptables.

Les modifications oculomotrices observées suite à un traitement orthoptique sont d'un autre ordre. Chez les sujets présentant des symptômes d'ordre visuels, c'est le mécanisme d'adaptation qui est en cause (North et Henson, 1981 ; Fisher et al., 1987). L'orthoptie permet de rétablir le fonctionnement du mécanisme d'adaptation. Il permet également un meilleur traitement du signal de sortie au niveau cortical (Ciuffreda, 2002).

2.4.1.1. Adaptation de la vergence

Bien que la « vergence tonique » soit relativement stable (Fisher et al., 1988), des modifications à court terme peuvent être induites. Déjà en 1893, Maddox décrivait le phénomène

d'adaptation de la vergence suite à l'insertion d'un prisme. Les 3 figures ci-dessous montrent la manière dont s'établit le processus adaptatif (voir figure 14, figure 15 et figure 16). La disparition de la phorie initialement induite par le prisme se fait de manière exponentielle pour restituer l'orthophorie initiale (Sethi et North, 1987), on parle d'orthophorisation. L'exposition à un prisme base externe ayant pour but de faire converger les yeux du sujet conduit à un post-effet du type esophorie tandis que l'insertion d'un prisme base externe conduit à un post-effet de type exophorie (voir figure 16).

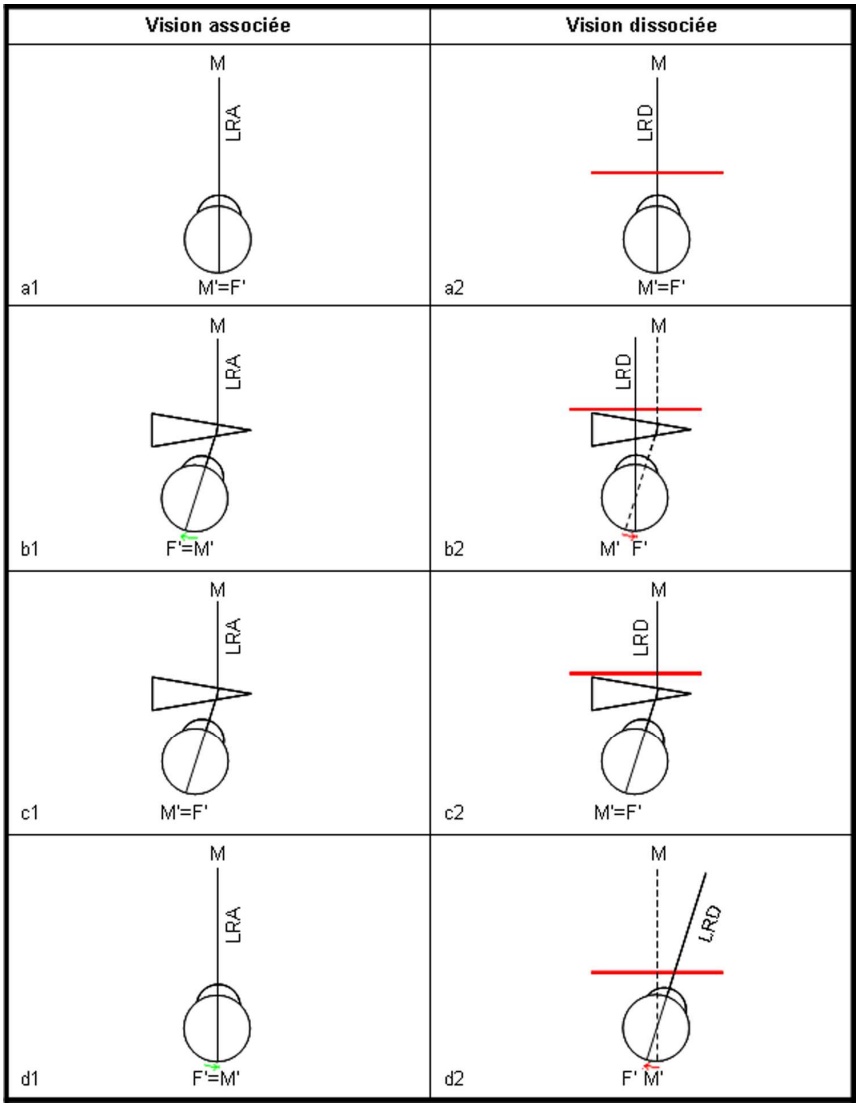


Figure 14 : Processus d'adaptation prismatique totale (œil gauche vu du dessus)

Soit « M' », l'image d'un point « M » situé au loin, « F' » la fovéa, « LRA » la ligne de regard actif et « LRD » la ligne de regard dissocié. Le trait rouge représente le dissociateur (verre de Maddox). Pour un sujet initialement orthophore (ne présentant pas de phorie), en vision associée comme en vision dissociée, « M' » et « F' » sont confondus (vignettes a1 et a2). Lors de l'insertion d'un prisme devant l'œil, une disparité rétinienne est créée et stimule la vergence fusionnelle rapide (flèche verte) (vignette b1). L'insertion d'un prisme base externe induit un mouvement de convergence de l'œil avec prisme et inversement pour l'insertion d'un prisme base interne. Si, à cet instant (c'est-à-dire avant que le phénomène d'adaptation ait eu le temps de se mettre en place), il est réalisé une mesure de phorie sous prisme (vergence fusionnelle brisée), l'œil retourne à sa position phorique initiale (flèche rouge), il est alors diagnostiqué une exophorie au travers du prisme (œil en divergence par rapport au point de fixation « M ») (vignette b2). Avec le temps, le processus d'adaptation prismatique se met en place. Le système de vergence modifie donc sa position phorique pour réduire à néant (dans le cas d'une adaptation totale) l'effort demandé à la vergence fusionnelle rapide (vignette c1). « M' » et « F' » sont de nouveau confondus en vision associée comme en vision dissociée au travers du prisme (vignettes c1 et c2), le sujet est redevenu orthophore sous prisme. Au retrait du prisme, le sujet est alors adapté en position convergente et devra, à l'aide de la vergence fusionnelle rapide, réaliser un mouvement de divergence pour s'aligner sur le point de fixation (vignette d1). Une mesure de phorie à ce moment précis, indiquera la présence d'une esophorie (œil en convergence vis-à-vis du point M) (vignette d2).

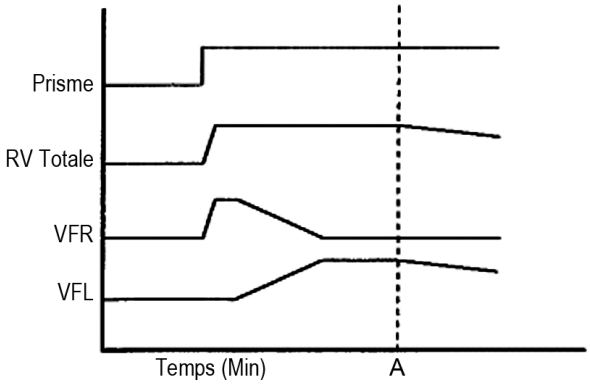


Figure 15 : Changements de vergence fusionnelle en fonction du temps

L'insertion du prisme est indiquée par le saut du tracé correspondant au prisme. « RV totale » représente la somme de la réponse rapide et de la réponse lente. « VFR » correspond à la vergence fusionnelle rapide et « VFL » à la réponse lente. A partir du temps « A », la vision est dissociée.

(Figure extraite de Rosenfield (1997b))

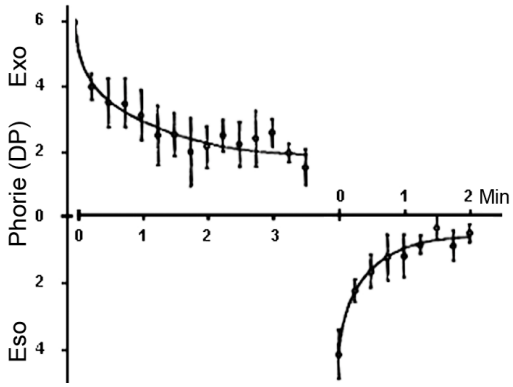


Figure 16 : Modification de la phorie en fonction du temps

Modification de la phorie suite à l'insertion d'un prisme de 6 dioptries prismatiques (DP) base externe pour une distance de fixation de 0,50 m (abscisse ayant les chiffres de 0 à 3 min en dessous de la ligne des abscisses) et après retrait du prisme (abscisse ayant les chiffres de 0 à 2 min au dessus de la ligne des abscisses). Les barres d'erreur représentent ±1 erreur standard.

(Figure extraite de Rosenfield (1997a))

Dans l'étude de Fisher et al. (1990), la vergence a été évaluée en boucle ouverte après différents temps de fixation (de 0,25 à 8 min) imposée au PPC (punctum proximum de convergence*). Elle montre qu'après une exposition prolongée au près, les valeurs de « vergence tonique » augmentent significativement. L'amplitude du post-effet et son temps de déclin augmentent avec la durée d'exposition. Dans cette étude, Fisher et al. montrent que dès 15 secondes d'exposition, le système de vergence met deux minutes à revenir à son niveau initial et que la dissipation du processus adaptatif consécutif à une exposition de quatre minutes nécessite huit minutes dans l'obscurité. Il est à noter que ces temps sont très dépendants des conditions de stimulation et donc que les valeurs diffèrent énormément d'une étude à l'autre (fonction du temps d'exposition et du type d'exposition (vision de près, prisme (base interne/base externe)).

* Voir glossaire.

Le processus adaptatif du système de vergence existe aussi bien dans la mise en jeu de la convergence (insertion d'un prisme base externe (positif)) que lors de la divergence (insertion d'un prisme base interne (négatif)). Toutefois, le post-effet après insertion d'un prisme base interne est généralement moins important qu'après l'insertion d'un prisme base externe (Alpern, 1950 ; Schor, 1979a, 1992). Cette asymétrie semble surtout vraie pour les paramètres de vision de loin ; en vision de près, l'insertion d'une base interne ou d'une base externe semble affecter de la même manière l'adaptation de la vergence (Henson et North, 1980).

Sethi et North (1987), ont montré que l'adaptation était grandement améliorée si le pas de stimulation prismatique était faible. Le taux d'adaptation diminue à mesure que le pas du prisme inséré pour l'adaptation augmente. Ogle et al. (1967, cité dans Sethi et North, 1987) ont de plus montré que l'adaptation de la vergence était facilitée par l'augmentation progressive de la valeur des prismes. Dans cette étude le pas utilisé était de 2 DP pour atteindre une adaptation de 6 DP.

L'adaptation prismatique nécessite que la vision soit binoculaire et fusionnée, sans cela, le processus adaptatif se met moins bien en place (Sethi et North, 1987 ; Rosenfield, 1997a). Malgré tout, il semblerait que lorsque la demande en vergence est supérieure aux capacités du sujet (diplopie), l'effort mis en œuvre pour fusionner permette la mise en place d'un processus adaptatif, ce dernier restant cependant limité (Rosenfield, 1997a).

Sethi et North (1987) ont montré que, chez le sujet normal, l'habileté à s'adapter (notamment le délai nécessaire) dépend de l'amplitude des réserves fusionnelles. Cependant, chez les sujets ayant une vision binoculaire anormale, cette relation n'est pas observée (North et Henson, 1981). En effet, ces derniers présentent généralement des réserves fusionnelles trop faibles, ce qui a pour effet de provoquer des symptômes visuels. L'augmentation des réserves fusionnelles par l'entraînement orthoptique conduit à la disparition des symptômes visuels. En effet, selon Thiagarajan et al. (2010) et comme évoqué précédemment, l'orthoptie, en rétablissant le fonctionnement du mécanisme d'adaptation (augmentation de la vitesse et de l'amplitude d'adaptation), permet l'augmentation des réserves fusionnelles et ainsi la réduction des signes de fatigue oculomotrice. Outre la phorie de loin ou la « vergence tonique », l'adaptation de la vergence affecte également les réserves fusionnelles qui, sur le même principe que l'orthophorisation, sont identiques avant et au terme d'un long temps d'adaptation (Carter, 1965). Il est à noter, que du fait du couplage accommodation-vergence, l'insertion d'un prisme ne modifie pas seulement la position phorique mais aussi l' « accommodation tonique » (Rosenfield et Gilmartin, 1988 ; Schor, 1992).

2.4.1.2. Adaptation de l'accommodation

L'« accommodation tonique » est également relativement stable (Miller, 1978 ; Owens et Higgins, 1983 ; Krumholz et al., 1986). Toutefois, comme pour la vergence, des modifications à court terme peuvent être induites (Ebenholtz, 1985). Selon l'étude de Fisher et al. (1990), l'amplitude du post-effet après une fixation au niveau du PPA (punctum proximum d'accommodation*) et son temps

* Voir glossaire.

de déclin sont indépendants de la durée d'exposition. Ainsi, après un post-effet de 0,89 D en moyenne, l'accommodation revient à son niveau de base après quatre minutes dans le noir. L'étude de Rosenfield (1989) confirme l'indépendance du temps de déclin avec le temps d'exposition, en trouvant cependant un temps de déclin réduit vis-à-vis des résultats de Fisher et al. avec un retour au niveau de base après 20 à 30 s dans le noir. Le processus adaptatif du système accommodatif existe aussi bien lors de l'accommodation de près (insertion de verres ophtalmiques concaves (négatifs)) que lors de l'accommodation de loin (insertion de verres ophtalmiques convexes (positifs)). Toutefois, le post-effet en accommodation de loin est moins important qu'en accommodation de près (Ebenholtz, 1985 ; Schor, 1992). Bullimore et Gilmartin (1987) montrent que l'amplitude du post-effet est dépendant du niveau dioptrique utilisé pour l'adaptation.

Schor et al. (1984b) montrent que l'adaptation accommodative se différencie de l'adaptation de vergence par son amplitude. En effet, alors que le post-effet peut atteindre 100% suite à l'adaptation de la vergence, ce dernier n'est que de 10% pour l'adaptation de l'accommodation. L'adaptation du système accommodatif n'est cependant pas à négliger. Plus que l'adaptation, c'est le défaut d'adaptation qui n'est pas à négliger. En effet, les problèmes d'adaptation de la composante accommodative « tonique » seraient corrélés aux myopies à apparitions tardives (au-delà de 15 ans). Dans ce dernier cas, le temps de déclin d'un phénomène adaptatif accommodatif est significativement plus long que chez des emmétropes (Rosenfield et Gilmartin, 1988). De plus, chez les sujets atteints de myopie tardive, l'adaptation accommodative se met en place extrêmement lentement, ce qui engendre, à titre palliatif, un haut niveau de réponse phasique, probablement à l'origine des signes asténopiques rencontrés chez ces sujets (Fisher et al., 1987). Le développement d'une myopie serait ainsi le moyen de soulagement de cette demande importante au niveau des composantes phasiques (Rosenfield et Gilmartin, 1989). Le développement de ces myopies tardives ne serait donc pas le problème primaire mais un changement adaptatif secondaire à un stress en vision de près.

2.4.1.3. Adaptation des gains du couplage accommodation-vergence

Les gains du couplage accommodation-vergence représentent la proportion de vergence induite par une réponse accommodative dans le cas de la vergence accommodative (Alpern et al., 1959) et la proportion d'accommodation induite par une réponse de vergence dans le cas de l'accommodation de vergence (Fincham et Walton, 1957). Ces gains sont représentés respectivement par les ratios AC/A et CA/C. Selon Rainey (2000) et Rosenfield et al. (2000), le ratio AC/A n'est pas modifié par l'adaptation prismatique. La modification du ratio CA/C par l'adaptation prismatique n'a pas été étudiée dans la littérature. Ceci est essentiellement dû au fait que le CA/C n'est pas un test de routine optométrique. L'adaptabilité des ratios AC/A et CA/C a pendant longtemps été considérée comme nulle ou minime (Flom, 1960a). Or, dans des conditions différentes de celles usuellement utilisées pour étudier l'adaptation (adaptation par prisme, par fixation à une distance donnée ou par insertion de verres ophtalmiques), il a été montré que les ratios AC/A et CA/C étaient adaptables (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Bobier et McRae, 1996).

Il est établi que les ratios AC/A et CA/C sont inversement corrélés à l'adaptation des composantes lentes (Schor, 1986 ; Schor et Tsuetaki, 1987 ; Schor, 1992). En effet, en se basant sur les modèles de simulation du fonctionnement oculomoteur (Schor, 1999), on remarque que les ratios sont alimentés par les composantes phasiques ce qui montre le caractère dynamique et ainsi évolutif du couplage accommodation-vergence. L'observation d'une modification des gains est facilitée par la mise en discordance des composantes d'accommodation et de vergence. Ceci explique pourquoi jusqu'à l'utilisation de dispositifs optiques particuliers, tels que des téléstéréoscopes, les gains du couplage étaient considérés comme non modifiables. Toutefois, le processus d'adaptation est encore mal connu. Ainsi, on ignore : l'impact de la durée d'exposition et du sur-écartement utilisé sur le post-effet, le temps de déclin du post-effet, le mécanisme permettant la mise en place de l'adaptation du couplage, etc.

2.4.1.4. Modélisation de l'adaptation

Les modèles évoqués précédemment dans le paragraphe 1.4 peuvent être employés pour décrire le système oculomoteur lors de la mise en place des processus adaptatifs. Comme précédemment, ce paragraphe présente l'approche des équipes de Hung, d'une part et l'approche de Schor, d'autre part.

Le modèle de Hung et al. (1996) comporte deux éléments adaptatifs permettant de prendre en compte les modifications oculomotrices engendrées par un travail soutenu et prolongé (> 60 s) à une distance proche (voir figure 8). Dans des conditions de vision non soutenue, cet élément est maintenu à zéro (d'où sa matérialisation en pointillés sur la figure 8). La simulation d'une vision soutenue et son impact oculomoteur ont été décrits par Hung dans un modèle antérieur (Hung, 1992) et repris dans le modèle de Hung et Ciuffreda (1999) (voir figure 17). Dans ce modèle, les latences des réponses d'accommodation et de vergence sont négligées. Cela s'explique par le fait que ces délais sont beaucoup plus courts que les constantes de temps de déclin de l'adaptation. Ainsi, ils sont négligeables vis-à-vis de la grande échelle de temps nécessaire pour rendre compte de l'effet d'adaptation. Pour assurer la stabilité de la réponse, la phase transitoire de la réponse se fait en boucle ouverte. Or, le processus d'adaptation n'a cours que pour un système en boucle fermée. La phase transitoire de la réponse est donc elle aussi négligée dans le modèle. L'adaptation se manifeste par une modification de la constante de temps du contrôleur. Plus le signal de sortie du contrôleur augmente, plus l'élément adaptatif augmente la constante de temps du contrôleur. Si par la suite, le système est mis en boucle ouverte, alors le déclin de la réponse de vergence est plus long du fait de l'adaptation du système.

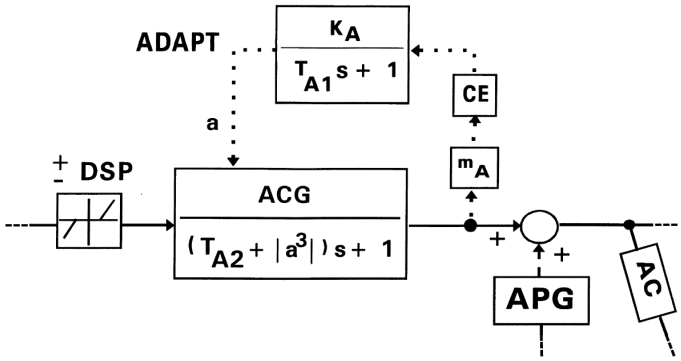


Figure 17 : Elément d'adaptation du modèle de Hung et Ciuffreda (1999)

L'élément d'adaptation reçoit son signal du contrôleur et renvoie son signal de sortie au contrôleur. L'élément d'adaptation modifie la constante de temps du contrôleur par l'intermédiaire du terme « a ». « m_A » est un multiplicateur, « CE » représente quant à lui un élément de compression. Ils fournissent un effet de saturation pour les grands signaux d'entrée. « Ka » est le gain et « T_{A1} » la portion fixe de la constante de temps de l'élément adaptatif.

(Extrait du modèle de Hung et Ciuffreda (1999))

A contrario, Schor n'a pas intégré de composante adaptative dans ses modèles. L'adaptation du système oculomoteur, suite à une exposition aux prismes par exemple, est simulée par modification des gains des contrôleurs par l'opérateur (Schor, 1979a).

2.4.2. Résumé

L'adaptation oculomotrice est essentielle à une vision simple et nette confortable. Ce processus consiste à modifier les paramètres oculomoteurs pour que, quelle que soit la stimulation, ces paramètres approchent le niveau de la demande dans le but de limiter la sollicitation des composantes phasiques, source de fatigue et de signes asthénopiques. Pour l'accommodation comme pour la vergence, le post-effet est dépendant de l'amplitude du stimulus adaptatif utilisé. L'adaptation est optimisée dans le cas d'un système oculomoteur en boucle fermée. L'adaptation de la vergence aux prismes est facilitée par l'utilisation graduelle de prismes de faibles pas. Les gains des couplages sont également adaptables. Les durées des post-effets consécutifs à l'adaptation accommodative et de vergence ne sont pas corrélées.

2.5. La fatigue oculomotrice

2.5.1. Généralités

La fatigue oculomotrice est une expression générique utilisée pour indiquer le déclin d'une ou plusieurs fonctions visuelles. La fatigue est, selon Emoto et al. (2005), subjective par nature et d'évaluation difficile. Elle est connue pour conduire au déclin transitoire de diverses fonctions ainsi qu'à des symptômes subjectifs et à des changements chimiques pouvant mener à une baisse d'efficacité dans l'activité.

La distinction entre adaptation et fatigue oculomotrice est parfois difficile à appréhender. Cependant, même si ces processus sont étroitement liés, il est nécessaire de bien distinguer l'implication de chacun sur la réponse oculomotrice. En effet, comme précisé précédemment, l'adaptation du système oculomoteur permet de réduire la demande reposant sur les composantes d'accommodation et de vergence et donc de limiter la fatigue visuelle inhérente à une sollicitation importante des composantes rapides. A contrario, l'exposition à des stimulations répétitives générant de la fatigue oculomotrice conduit à une réduction des capacités d'adaptation des composantes lentes (Schor et Tsuetaki, 1987 ; Hasebe et al., 2001). L'adaptation, alors limitée par la fatigue, conduit à une sollicitation importante des composantes rapides qui alimente ainsi un peu plus la fatigue oculomotrice.

La fatigue oculomotrice peut être appréhendée de diverses manières : soit subjectivement, par des questionnaires, soit objectivement, en réalisant un suivi des paramètres visuels. Une grande variété d'indices existe pour évaluer la fatigue. Ainsi, l'acuité visuelle, la stabilité de la fixation, la réponse accommodative (Hasebe et al., 2001), la phorie (Ehrlich, 1987 ; Owens et Wolf-Kelly, 1987), les mouvements de vergence (Emoto et al., 2004), la sensibilité aux contrastes, la réaction pupillaire au près et à la lumière, le clignement oculaire et le temps de rupture du film de larme sont autant d'indices ayant été utilisés pour mettre en évidence la fatigue visuelle (Emoto et al., 2005). L'évaluation la plus utilisée pour suivre la mise en place d'un phénomène de fatigue est le ressenti subjectif des observateurs. Les plaintes usuellement répertoriées en cas de fatigue sont : l'asthénopie (yeux qui tirent, piquent, deviennent rouges), la diplopie, la vision floue, les difficultés de concentration, la sécheresse oculaire ou encore la nausée.

2.5.2. Résumé

La fatigue oculomotrice indique un déclin d'une ou plusieurs fonctions visuelles. La fatigue conduit à une réduction de l'adaptation oculomotrice et est source de symptômes objectifs comme subjectifs. Usuellement, c'est l'investigation subjective qui est utilisée pour évaluer la fatigue associée à une tâche visuelle donnée.

2.6. La demande oculomotrice dans les systèmes de visualisation en relief

2.6.1. Introduction

La réponse du système oculomoteur est fonction du stimulus utilisé. Cette réponse peut prendre la forme d'une adaptation si les conditions le permettent et le nécessitent. L'ensemble des paramètres évoqués jusqu'à présent a été étudié dans le cas d'une vision stéréoscopique naturelle. Toutefois, depuis quelques années sont apparus des dispositifs de visualisation en relief. Ces dispositifs conduisent à une vision stéréoscopique artificielle qui se différencie de la vision naturelle. La spécificité de la demande oculomotrice dans ces dispositifs influe sur la réponse oculomotrice. L'objet de cette section est donc d'appréhender les spécificités oculomotrices imposées par les systèmes de visualisation en relief et de faire l'état de l'art concernant les conséquences oculomotrices de ce type de dispositif.

2.6.2. Principe général de la restitution du relief

La perception du relief émane de la disparité binoculaire, c'est-à-dire du fait que les deux yeux ne perçoivent pas exactement la même image de l'environnement à cause de la différence de point de vue à partir duquel chaque œil voit le monde. Pour restituer le relief, une disparité binoculaire doit donc être créée. L'interface doit ainsi permettre aux deux yeux de voir des images légèrement disparates (voir figure 18).

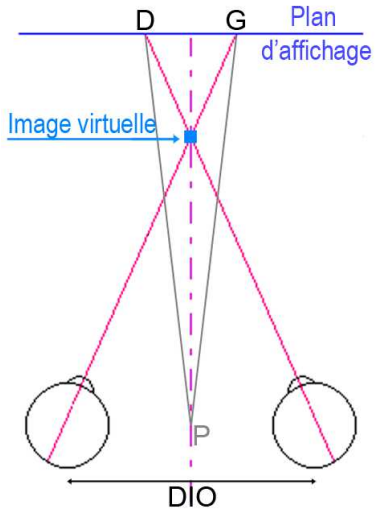


Figure 18 : Disparité binoculaire (vue du dessus)

« D » correspond à l'image perçue par l'œil droit et « G » l'image perçue par l'œil gauche. Il en résulte une image virtuelle vue en avant de l'écran. La « DIO » définit la distance interoculaire et « P » le point du plan sagittal dans l'axe de la « DIO». La disparité binoculaire est définie par l'angle « DPG ».

La séparation des deux images repose sur divers procédés : lunettes passives* (anaglyphes, polarisantes), lunettes actives* (à obturation) ou écrans autostéréoscopiques*. Pour ces dispositifs, l'image destinée à l'œil droit et l'image destinée à l'œil gauche sont superposées (voir l'exemple de l'image anaglyphe, figure 19). L'image anaglyphe est composée de deux images superposées, une rouge et une cyan. A travers le filtre rouge de la lunette anaglyphe, seule l'image cyan est perçue. Le filtre cyan permet de voir, avec l'autre œil, l'image rouge. La vision binoculaire au travers des filtres permet une perception en relief de l'image.

* Voir glossaire.

Figure 19 : Image anaglyphe

Afin de percevoir la scène en relief, observer l'image en plaçant le verre cyan des lunettes anaglyphes devant l'œil droit et le verre rouge devant l'œil gauche.

D'autres dispositifs présentent directement une image à chaque œil, c'est le cas des dispositifs à écrans distincts (visiocasques, stéréoscopes). Chaque œil perçoit donc une image distincte et la disparité binoculaire permet de restituer l'impression de relief.

Avec tous les types de dispositifs cités précédemment, il est également possible de générer de l'hyperstéréoscopie permettant d'accroître l'effet de relief. Elle est particulièrement utilisée pour restituer le relief dans de vastes paysages (Helmholtz, 1925), mais aussi largement utilisée pour donner un effet spectaculaire à une scène. L'hyperstéréoscopie est réalisée en augmentant l'écart des objectifs utilisés pour la génération des images (>> à la distance interoculaire moyenne). Outre ses dispositifs, l'hyper relief peut être généré au moyen de téléstéréoscope (voir figure 20).

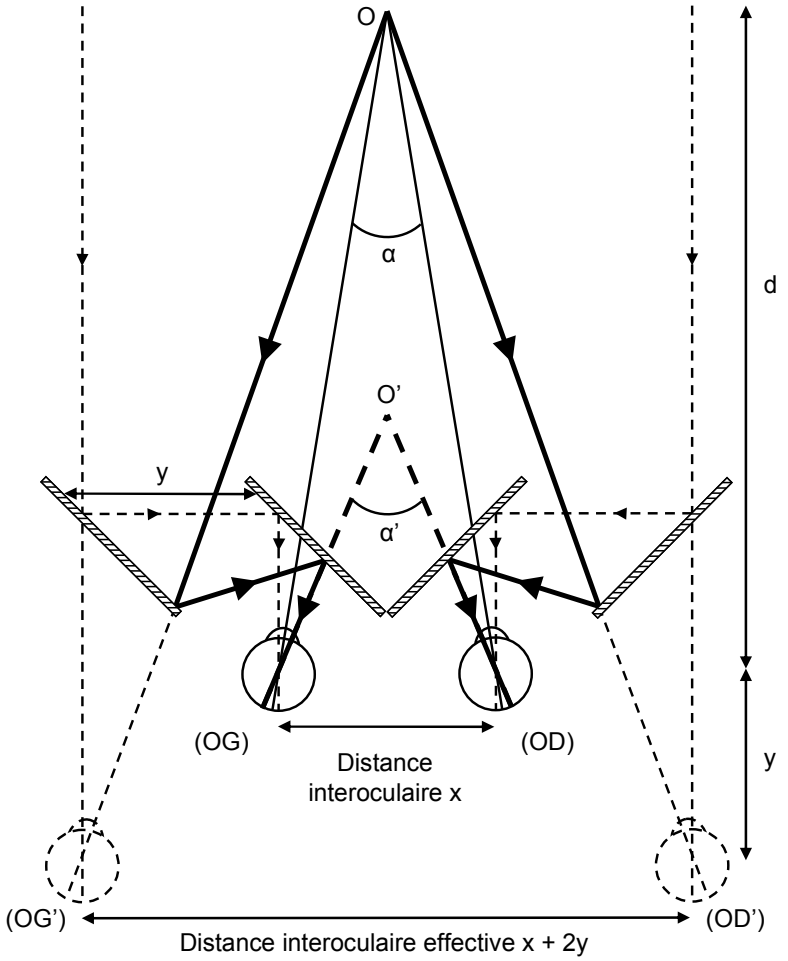


Figure 20 : Principe du téléstéréoscope

Les chemins optiques sont tracés en traits continus. Les pointillés correspondent aux éléments virtuels. Un sujet fixant un objet « O » au travers du téléstéréoscope, le perçoit en « O ' ». La convergence passe alors d'un angle « α » à « α' ». Le dispositif permet donc de créer optiquement un sur-écartement interoculaire qui augmente les disparités entre les deux yeux pour ainsi créer une visualisation en hyper relief. Le dispositif est composé de deux paires de miroirs inclinés à 45° par rapport au plan sagittal et parallèles deux à deux. Les miroirs internes et externes sont séparés d'une distance « y ». Lorsqu'un sujet regarde au travers du dispositif, la distance interoculaire « x » est augmentée de la valeur « 2y ». Au travers de ce type de dispositif, l'accommodation reste quasi naturelle et est maintenue sur le point « O ».

(Figure réalisée à partir celle de Neveu et al. (2010))

2.6.3. Spécificité de la demande oculomotrice

2.6.3.1. La dissociation accommodation/vergence

Les interfaces stéréoscopiques comportent un plan sur lequel l'image est affichée. Dans la majorité des dispositifs utilisés pour réaliser une visualisation en relief, l'image comprend l'information destinée à l'œil droit et l'information destinée à l'œil gauche. Pour voir nette l'image, il est donc nécessaire d'accommoder sur ce plan. L'accommodation est alors fixe sur le plan de l'image. La perception du relief est possible grâce à la parallaxe horizontale existant entre l'image

vue par l'œil droit et l'image vue par l'œil gauche (voir figure 18). Pour percevoir le relief, le sujet doit donc converger sur l'image virtuelle de l'objet, l'objet semble alors sortir du plan d'affichage de l'image. Ainsi, alors que l'accommodation est fixe sur le plan de l'image, la vergence s'effectue en avant ou en arrière de ce plan au gré de la parallaxe induite pour chaque élément de l'image (voir figure 2). L'accommodation et la convergence ne sont donc plus en concordance comme dans le cas de la vision naturelle (voir figure 21). On parle alors de dissociation accommodation/vergence* (Wann et al., 1995 ; Lambooij et al., 2007) ou de conflit oculomoteur* (Fisher et Ciuffreda, 1990).

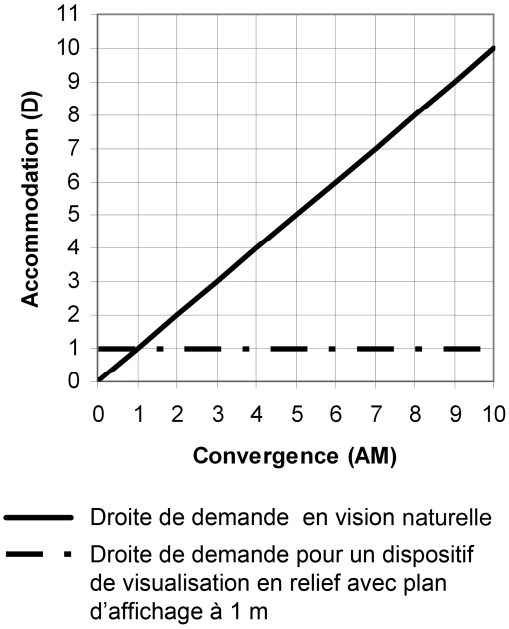


Figure 21 : Droites de demande en vision naturelle
et via un dispositif de visualisation stéréoscopique

En vision naturelle (ligne continue), la relation entre accommodation et vergence est linéaire et de pente 1. Lors de l'utilisation d'un dispositif de visualisation stéréoscopique (ligne discontinue), l'accommodation est fixe sur le plan de projection tandis que la vergence peut être sollicitée en avant ou en arrière de ce plan.

(Figure réalisée à partir celle de Neveu et al. (2010))

Plus la discordance entre accommodation et vergence est importante (hyperstéréoscopie), plus la demande risque de s'éloigner de la zone de confort et de la zone de vision simple et nette. La vision risque ainsi d'être floue et/ou double. En cas de vision double, la perception de relief n'est plus assurée et l'intérêt de l'utilisation d'un dispositif de visualisation en relief est ainsi réduit à néant. Pour maintenir une vision nette sur l'écran pendant que la vergence s'exerce en avant ou en arrière de ce dernier, il faut que l'accommodation de vergence et l'accommodation proximale soient réduites ou ignorées par le système accommodatif (Kotulak et Morse, 1995 ; Rushton et Riddell, 1999).

Il est à noter que ce découplage entre accommodation et vergence n'est pas seulement manifeste dans les dispositifs de visualisation stéréoscopique puisqu'il est particulièrement utilisé dans le cadre des traitements orthoptiques pour augmenter la taille de la zone de vision simple et

* Voir glossaire.

nette (Flom, 1960a ; Peli, 1995). Il existe toutefois une différence entre ces deux pratiques (Rushton et Riddell, 1999) : alors que la discordance peut être grande dans les dispositifs de visualisation stéréoscopique, elle est limitée et fonction des capacités de l'observateur lors des séances d'orthoptie. L'entraînement est, de plus, réalisé pour une accommodation fixe confortable pour le sujet ce qui n'est pas nécessairement le cas dans la visualisation stéréoscopique.

2.6.3.2. Cas particulier du téléstéréoscope

Alors que la visualisation stéréoscopique créé une dissociation entre les composantes d'accommodation et de vergence, il est possible de générer un conflit partiel entre ces deux composantes en utilisant un téléstéréoscope. Ce type de dispositif permet de recréer les contraintes oculomotrices associées au sur-écartement des capteurs de vision nocturne des pilotes de l'armée de Terre en les isolant des contraintes imposées par la visualisation stéréoscopique.

Le téléstéréoscope est un dispositif qui permet d'augmenter artificiellement la disparité binoculaire en sur-écartant optiquement les deux yeux, il permet de donc de voir en hyper relief (voir figure 20). Deux objets étant à des distances d'observations différentes, lorsque la fixation passe d'un objet à l'autre, au travers du dispositif, la vergence est multipliée par un facteur dépendant du sur-écartement interoculaire. Le dispositif augmente ainsi la demande en vergence par un facteur multiplicatif alors que l'accommodation reste quasi naturelle (voir figure 22). L'accommodation est faiblement modifiée puisqu'elle passe d'une focalisation à une distance d à une focalisation à proche de d+y où y est petit vis-à-vis de d (voir figure 20). Aussi, l'accommodation peut être considérée comme quasi inchangée au travers du téléstéréoscope.

Le décalage ainsi créé entre la vergence requise pour fusionner l'objet et l'accommodation requise pour le voir net conduit à un conflit oculomoteur. La discordance créée entre l'accommodation et la vergence est d'autant plus grande que le sur-écartement interoculaire est grand et que l'objet est proche.

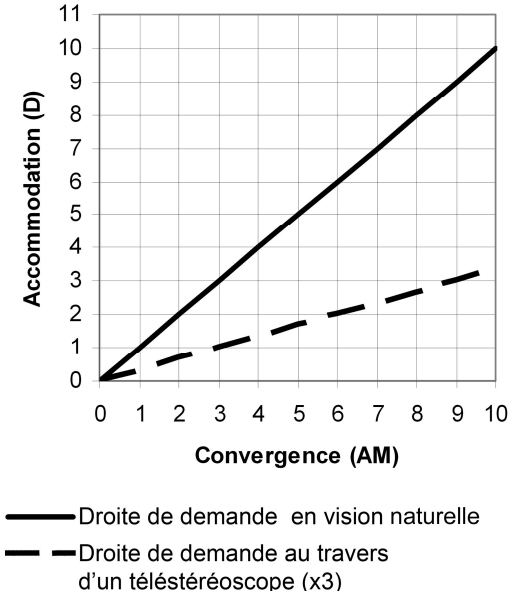


Figure 22 : Droites de demande en vision naturelle et sous téléstéréoscope

En vision naturelle (ligne continue), la relation entre accommodation et vergence est linéaire et de pente 1. Au travers d'un téléstéréoscope multipliant par trois la demande en vergence (ligne en pointillés), le coefficient directeur de la droite vaut 1/3.

(Figure extraite de Neveu et al. (2010))

Le téléstéréoscope se différencie des autres dispositifs de restitution du relief dans la mesure où l'accommodation n'est pas fixe sur un plan mais reste proche de sa valeur en observation naturelle. Le conflit oculomoteur généré n'est donc pas aussi grand que dans le cas de la dissociation accommodation/vergence induite par les autres dispositifs de visualisation en relief.

2.6.4. Conséquences oculomotrices

Dans les dispositifs de visualisation en relief la relation accommodation-vergence est éloignée de celle ayant cours lors de la vision naturelle (voir figure 21 et figure 22). Le couplage syncinésique n'est plus en parfaite concordance. De nombreuses études suggèrent que cela pourrait conduire au développement de signes asthénopiques.

2.6.4.1. Troubles visuels engendrés par les systèmes de visualisation en relief

A ce jour, il n'existe aucun consensus sur l'impact systèmes de visualisation en relief sur le système oculomoteur. Toutefois, de nombreuses études mettent en évidence des modifications oculomotrices et des signes de fatigue et d'inconfort après exposition à des dispositifs de visualisation en relief (Neveu et al., 1998 ; Shibata, 2002 ; Wann et Mon-Williams, 2002 ; Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2004 ; Emoto et al., 2005 ; Hoffman et al., 2008 ; Lambooij et al., 2009b). Globalement, l'exposition à un conflit oculomoteur semble conduire à la modification de la réponse oculomotrice en termes d'accommodation : augmentation de la latence, augmentation de la constante de temps et diminution de l'amplitude de la réponse accommodative (Inoue et Ohzu, 1997 ; Neveu et al., 1998 ; Shibata, 2002 ; Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2005), en termes de vergence :

modification des réserves fusionnelles (Emoto et al., 2004 ; Emoto et al., 2005 ; Lambooij et al., 2009a) et en termes de couplage (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Bobier et McRae, 1996 ; Wann et Mon-Williams, 2002 ; Fukushima et al., 2009).

Peli (1998) modère l'importance des modifications constatées suite à une exposition à un dispositif de visualisation en relief puisque, dans son étude, elles ne sont pas plus grandes que celles constatées après exposition à un écran d'ordinateur ou à un visiocasque bi-oculaire. Il est à noter que durant l'expérimentation le visiocasque stéréoscopique utilisé stimulait la vergence dans une gamme permettant de ne pas sortir de la vision simple et nette et que, malgré tout, les observateurs mentionnaient un confort subjectif moins bon avec le visuel de casque qu'avec les autres dispositifs.

Il faut noter que, généralement, les études s'intéressent soit à la composante accommodative et l'explorent avec des méthodes de laboratoire, soit à la composante de vergence qui est alors souvent évaluée par des méthodes cliniques. Il y a peu d'études ayant exploré les deux composantes avec une méthode donnée. Seuls Lambooij et al. (2009a) ont eu cette démarche en utilisant une méthode clinique. Dans cette étude, malgré l'exploration de la composante accommodative, seule la réserve fusionnelle a montré une modification significative après exposition à l'environnement virtuel en relief. Les études présentent peu d'évaluation globale des paramètres oculomoteurs dans le cadre spécifique de la visualisation en relief. De plus, la méthodologie de mesure n'est pas standardisée, ce qui complexifie la comparaison des diverses études. Cela pourrait expliquer pourquoi sur les nombreuses études portant sur l'impact visuel des dispositifs de visualisation en relief, il n'est pratiquement jamais évoqué de mécanismes adaptatifs.

2.6.4.2. Origine des troubles

Mon-Williams et al. mentionnent en 1993 que la discordance entre la demande accommodative et la demande de vergence est l'un des plus gros facteurs de stress binoculaire des dispositifs stéréoscopiques. Il est montré que l'exposition à un téléstéréoscope, permettant une visualisation en hyper relief sans dissociation accommodation/vergence et ne créant ainsi qu'un conflit partiel entre les composantes d'accommodation et de vergence, conduit à une modification du ratio AC/A allant dans le sens de la mise en place d'un processus adaptatif bénéfique pour le système oculomoteur (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Wöpking, 1995 ; Bobier et McRae, 1996). Les études portant sur le téléstéréoscope se limitant généralement à l'exploration du ratio AC/A, il est difficile de vraiment établir si l'hyper relief, lorsqu'il n'est pas associé à une dissociation accommodation/vergence, peut permettre la mise en place d'un processus adaptatif. En dehors du cas particulier du téléstéréoscope, où l'impact de l'hyper relief sur le système oculomoteur reste à définir, il est établi que l'hyper relief dispensé dans un dispositif stéréoscopique est source de fatigue visuelle. Ainsi la solution, mise en avant par de nombreux auteurs, serait-elle de limiter la parallaxe horizontale (Yeh et Silverstein, 1990 ; Lambooij et al., 2007 ; Hoffman et al., 2008 ; Howarth, 2011). Cependant, il ne faut pas oublier que limiter la parallaxe conduit aussi à limiter l'effet de relief, ce qui enlève l'aspect attrayant, voire spectaculaire, des environnements en relief.

Mon-Williams et al.(1998) émettent une seconde hypothèse pour expliquer les modifications oculomotrices constatées. Leur hypothèse est que ces modifications seraient dues à l'angle vertical du regard. En effet, sous visuel de casque, du fait de la proximité des écrans, le moindre mouvement de tête crée un changement important de l'angle vertical du regard qui pourrait altérer la demande en vergence. L'utilisation d'un visiosiocasque pour la visualisation stréréoscopique serait donc une source de troubles visuels. En 1998, une première étude sans visiocasque est réalisée, (Mon-Williams et Wann, 1998). Mon-Williams et Wann montrent alors que dix minutes d'exposition à une croix oscillant entre l'infini et 0,4 m à 0,3 Hz conduisent à un inconfort subjectif et à des modifications oculomotrices alors même que l'importance de l'angle vertical du regard est minimisée (écran à 0,4 m et lunettes passives). Bien qu'existant sans l'utilisation de visocasque, les symptômes visuels sont malgré tout plus manifestes avec ce type de dispositif qu'avec tout autre type de dispositif de visualisation en relief (Sharples et al., 2008).

Hoffman et al. (2008) évoquent un autre problème lié à la discordance accommodation/vergence. En vision naturelle, la dynamique de l'accommodation et de la vergence diffèrent. La vergence ayant une latence plus courte, elle entraîne l'accommodation sur le point de fixation par l'intermédiaire du couplage avant même que l'accommodation n'ait commencé à répondre au signal de flou. Ce mécanisme permet, in fine, d'obtenir une réponse rapide et précise. Dans le cas d'une dissociation accommodation/vergence, ce fonctionnement conduit plutôt à une réponse ralentie et à des oscillations de l'accommodation (Semmlow et Wetzel, 1979 ; Ukai et Kato, 2002).

2.6.4.3. Condition de survenue

Les modifications pouvant être observées suite à l'exposition à un conflit oculomoteur sont très dépendantes des conditions d'exposition et sont sujettes à de fortes variations interindividuelles (Sharples et al., 2008). Ainsi, plus le stimulus accommodatif est précis, plus les changements des paramètres oculomoteurs sont importants et plus le confort est dégradé (Perrin et al., 1998 ; Rushton et Riddell, 1999 ; Okada et al., 2006 ; Leroy, 2009). Le niveau de disparité utilisé au cours de l'exposition est également essentiel. Ainsi, plus le niveau de disparité est grand, plus les changements des paramètres oculomoteurs et les effets subjectifs sont grands (Peli, 1998 ; Perrin et al., 1998 ; Shibata, 2002 ; Emoto et al., 2005 ; Shibata et al., 2011).

Dans l'étude de Mon-Williams et Wann (1998), il est montré que dans des conditions d'exposition bi-oculaires, avec une discordance réduite entre accommodation et vergence (disparités binoculaires de faibles amplitudes) ou avec un conflit non continu (ponctuel), il n'est pas observé de changement oculomoteur significatif. Ce serait donc le conflit continu qui serait à l'origine des modifications observées et des signes subjectifs. Déjà en 1995, Peli puis Wann et al., en 1996, désignaient l'aspect dynamique de la visualisation sous stéréoscope comme responsable des problèmes visuels. En effet, étant données les variations continues de la vergence, il ne peut y avoir de mise en place d'une adaptation telle que celle ayant cours lors de l'insertion d'un prisme (voir paragraphe 2.4.1.1). Ce serait ainsi ce défaut d'adaptation qui serait à l'origine de la fatigue oculaire et des maux de têtes.

Mon-Williams et al. (1995) notent que la levée des verrous techniques en termes de contraste et de résolution des images dans les dispositifs de visualisation en relief augmentera l'importance du problème lié à la discordance accommodation/vergence. Le conflit accommodation/vergence semble ainsi être l'un des seuls challenges ne pouvant être résolus, à terme, par l'évolution des technologies (Wann et al., 1995). En effet, plus les images sont contrastées et de hautes fréquences spatiales, plus l'accommodation est précise sur la stimulation (diminution de la profondeur de champ) et donc plus la discordance, entre l'accommodation sur l'écran et la vergence en dehors de cet écran, est grande.

2.6.4.4. Adaptation aux conditions de visualisations en relief

Seuls Rushton et Riddell (1999) et Eadie et al. (2000) évoquent l'adaptation du système oculomoteur aux dispositifs de visualisation en relief. Le manque d'analyse globale des modifications oculomotrices rend difficile l'observation de la mise en place d'un phénomène adaptatif. Dans son étude, Rushton et Riddell (1999) explorent les diverses possibilités pouvant être utilisées par le système oculomoteur pour répondre à la contrainte du conflit accommodation/vergence. Une des solutions serait que les ratios s'adaptent, en diminuant le gain de l'accommodation de vergence et en augmentant celui de la vergence accommodative (Wann et al., 1995 ; Rushton et Riddell, 1999). Les « composantes toniques » pourraient également s'adapter en s'approchant du plan de l'écran pour « l'accommodation tonique » et en adoptant une position intermédiaire des gammes de disparités explorées pour la « vergence tonique ». Une autre solution pourrait consister en une réduction du gain de la composante phasique de l'accommodation et en une augmentation de cette dernière pour le système de vergence. Le système oculomoteur peut également mettre en place un compromis, sans modification systématique des composantes oculomotrices en réalisant juste un ajustement au cas par cas pour optimiser la réponse en accommodation et en vergence. A ce jour, il n'a pas pu être mis en évidence de modifications oculomotrices allant dans le sens de l'une de ces solutions adaptatives.

2.6.5. Résumé

L'exposition a des dispositifs de visualisation en relief conduit à de la fatigue visuelle et à de nombreuses modifications oculomotrices. Les effets sont d'autant plus manifestes que la discordance entre accommodation et vergence est grande. Il est ainsi largement proposé de limiter cette discordance pour minimiser son impact sur le système oculomoteur. Toutefois, cela se fait au prix d'un effet de relief réduit. Les modifications oculomotrices observées ne sont pas encore réellement comprises et ce notamment du fait d'explorations incomplètes des paramètres oculomoteurs en jeu et d'une méthodologie de mesure non standardisée. Enfin, il est à noter que l'adaptation oculomotrice à ce type visualisation artificielle est largement négligée, alors qu'il faut rappeler qu'en vision naturelle c'est elle qui permet de limiter la fatigue visuelle.

2.7. Conclusion : objectif et hypothèses

Ce chapitre a développé l'impact de diverses conditions de sollicitations visuelles sur la réponse du système oculomoteur. Parmi ces conditions de sollicitations visuelles, il en est une qui est particulière et encore mal connue : la visualisation en relief. On sait que l'exposition à des dispositifs de visualisation en relief conduit à une fatigue visuelle. En vision naturelle, la fatigue visuelle est évitée par la mise en place d'un processus adaptatif. A ce jour, l'adaptation oculomotrice à la visualisation stéréoscopique n'a pas été montrée et n'est d'ailleurs pas étudiée. Les contraintes oculomotrices majeures lors de l'utilisation de dispositifs de visualisation en relief sont la projection sur un plan fixe de l'image perçue en relief et l'utilisation fréquente de l'hyperstéréoscopie. Ces deux contraintes conduisent à des modifications oculomotrices ainsi qu'à un inconfort et une fatigue visuelle pour l'observateur. Aussi, pour pallier ces manifestations d'inconfort, il convient de mieux comprendre l'impact de chacune des contraintes sur le système oculomoteur.

1. Le constat des modifications oculomotrices consécutives à une exposition à un environnement virtuel en relief a été effectué à partir de l'utilisation de méthodes de mesure clinique et de laboratoire.

A ce jour, peu d'études font un comparatif entre les deux types de méthodes. De plus, au sein d'une même méthode, il existe plusieurs types de tests permettant d'évaluer un paramètre oculomoteur. Le choix d'une méthode ou d'un test en particulier n'est pas justifié. Aussi, se pose la question de savoir si les mesures peuvent être appréhendées de la même manière quel que soit le test ou la méthode.

Etant donné que le principe sur lequel repose la mesure reste proche quel que soit la méthode ou le test et que seuls les moyens de stimulation et/ou de recueil des données varient, nous faisons l'hypothèse que les valeurs obtenues suivant les deux types de méthode ou les différents tests peuvent différer tout en restant corrélées.

Pour explorer cette question, une étude méthodologique est réalisée. Elle consiste à comparer les données du système oculomoteur mesurées via une méthode clinique, écologique et usuelle, et via une méthode de laboratoire, précise et mieux contrôlée. Il est également comparé, au sein d'un type de méthode, les différents tests permettant d'accéder à l'évaluation d'un paramètre oculomoteur donné.

2. On sait que plus la visualisation d'un environnement en relief implique de grandes disparités (hyper relief par hyperstéréoscopie), plus l'inconfort et les modifications oculomotrices sont importants.

La question se pose de savoir quelle est la part de l'hyper relief dans les modifications

constatées. Le conflit oculomoteur inhérent à l'hyper relief peut être généré, sans être associé à la dissociation accommodation/vergence, en utilisant un téléstéréoscope. Les connaissances concernant l'impact d'un tel dispositif sur le système oculomoteur restent limitées puisque, jusqu'alors, il était uniquement employé pour analyser l'adaptabilité du couplage accommodation-vergence. Aussi, le but de la deuxième étude est de déterminer l'impact global du téléstéréoscope créant un conflit partiel entre les composantes d'accommodation et de vergence sur le système oculomoteur.

Sachant que, lors de l'exposition à un téléstéréoscope, certains paramètres oculomoteurs s'adaptent, il est proposé que tous les paramètres mis en cause dans le conflit oculomoteur soient eux aussi modifiés dans le sens d'une adaptation.

Pour étudier cette question, un paradigme pré-post exposition est utilisé. Ainsi, les paramètres oculomoteurs sont évalués avant et après une exposition à un téléstéréoscope puis comparés.

3. La projection sur un plan de l'image perçue en relief conduit à une dissociation accommodatoin/vergence pouvant être couplée à l'hyperstéréoscopie si l'effet de relief recherché le nécessite. On sait que même sans hyperstéréoscopie, ce type d'exposition est source d'inconfort et de fatigue visuelle. En vision naturelle, l'adaptation du système oculomoteur permet une visualisation soutenue sans fatigue. Lors de l'exposition à un environnement virtuel en relief, les modifications oculomotrices ne semblent pas clairement aller dans le sens d'une adaptation du système oculomoteur. La question est donc de savoir s'il existe un paramètre ou un procédé qui pourrait être facilitateur ou obstacle à la mise en place d'un processus adaptatif.

On sait que l'adaptation prismatique est facilitée par l'insertion progressive de prismes de faibles pas. De plus, il est montré que plus la résolution des écrans des visiocasques est mauvaise et plus l'amplitude de la parallaxe binoculaire est faible, moins l'observateur se plaint de fatigue visuelle. Aussi, nous faisons l'hypothèse que des cibles de basses fréquences spatiales, augmentant la profondeur de champ, introduites avec une disparité progressive, faciliteraient la mise en place d'un processus adaptatif par le système oculomoteur évitant les manifestations de fatigue.

Pour appréhender cette question, le paradigme pré-post exposition est à nouveau utilisé. Les sujets sont soumis à différentes conditions d'exposition. L'impact de chaque exposition sur le système oculomoteur est déterminé. Les données recueillies dans chacune des conditions d'exposition sont comparées entre elles pour déterminer la condition facilitatrice ou obstacle à la mise en place du processus adaptatif.

PARTIE EXPERIMENTALE

3. Choix méthodologiques

3.1. Introduction 62

3.2. Choix des outils de mesure 62

3.2.1. Réfracteur 62

3.2.2. Skiascope 63

3.2.3. Haploscope 63

3.2.4. Optomètre 65

3.2.5. Oculomètre 66

3.3. Choix des outils de stimulation 67

3.3.1. Téléstéréoscope 67

3.3.2. Stéréoscope 68

3.4. Choix des tests 70

3.4.1. Tests cliniques 70

3.4.1.1. Aspects photométriques, environnement et procédure 70

3.4.1.2. Phorie 71

3.4.1.3. AC/A 71

3.4.1.4. Avance ou retard accommodatif 72

3.4.1.5. CA/C 73

3.4.1.6. « Accommodation tonique » 74

3.4.1.7. Réserves fusionnelles 74

3.4.1.8. Acuité stéréoscopique 75

3.4.2. Tests de laboratoire 75

3.4.2.1. Aspects photométriques, environnement et procédure 76

3.4.2.2. « Vergence tonique » 76

3.4.2.3. « Accommodation tonique » 77

3.4.2.4. AC/A 78

3.4.2.5. Phorie 80

3.4.2.6. CA/C 80

3.4.2.7. Avance ou retard accommodatif 81

3.4.2.8. Latence et constante de temps 82

3.5. Choix du traitement des données 82
3.5.1. Tests cliniques 82
3.5.2. Tests de laboratoire 82
3.5.2.1. Vergence 82
3.5.2.2. Accommodation 83
3.5.2.2.1. Calibration 83
3.5.2.2.2. « Accommodation tonique » 83
3.5.2.2.3. AC/A 84
3.5.2.2.4. CA/C 84
3.5.2.2.5. Avance ou retard accommodatif 84
3.5.2.2.6. Latence et constante de temps 85
3.5.3. Oculomètre 85
3.6. Choix des critères d'inclusion 86
3.7. Conclusion 87

3.1. Introduction

L'état de l'art et la problématique associés à la réponse oculomotrice dans le cas d'une visualisation en relief, présentés dans le chapitre précédent, ont donné lieu à trois expérimentations. Bien que chacune de ces expérimentations ait des spécificités méthodologiques, il peut être décrit les grandes lignes et les grands principes utilisés pour explorer et stimuler le système oculomoteur. Ce chapitre a donc pour but de développer et de justifier les différents choix méthodologiques réalisés. Dans un premier temps, les outils de mesure et de stimulation sont décrits. Les choix des tests oculomoteurs, des critères d'inclusion et du traitement des données sont décris dans un second temps.

3.2. Choix des outils de mesure

Les paramètres caractérisant le système oculomoteur peuvent être mesurés avec différents dispositifs. Pour l'approche clinique, il a été choisi d'utiliser un réfracteur et un skiascope tandis qu'un haploscope combiné à un optomètre a été retenu pour l'approche de laboratoire.

3.2.1. Réfracteur

Le réfracteur est un dispositif clinique permettant d'interposer des verres ophtalmiques, des prismes et d'autres équipements annexes (trou sténopéïque, verre de Maddox*…) devant les yeux du sujet. Il permet notamment de stimuler ou de neutraliser l'accommodation et de stimuler/neutraliser et mesurer la vergence. Il s'agit d'une alternative à la lunette d'essai permettant de gagner en efficacité de manipulation et en rapidité. C'est un dispositif simple et très largement répandu en pratique clinique. Le dispositif présente cependant le désavantage d'être moins naturel que la lunette d'essai et d'induire une vision tubulaire pouvant être à l'origine d'accommodation et de convergence instrumentale. Le réfracteur utilisé lors de nos expérimentations est de marque American Optical (voir figure 23).

Figure 23 : Tête de réfracteur

Le sujet regarde au travers du dispositif ajusté en fonction de sa distance interoculaire.

* Voir glossaire.

Les mécanismes adaptatifs étant des phénomènes se manifestant pendant une durée limitée et leur déclin étant de forme exponentielle, il est nécessaire que l'évaluation post-stimulation soit réalisée dans les plus brefs délais. L'utilisation d'un réfracteur, en limitant le temps d'exécution des post-tests, est donc un dispositif de choix pour l'exploration clinique des paramètres oculomoteurs. La résolution de la mesure avec ce type de dispositif est de 0,25 D et 1 DP.

3.2.2. Skiascope

En pratique clinique, l'exploration de la réfraction ou de l'accommodation se fait avec un skiascope. Il s'agit d'un dispositif qui envoie un faisceau lumineux dans l'œil de l'observateur. Le reflet de ce faisceau lumineux sur la rétine est ensuite analysé par l'expérimentateur pour déterminer la réfraction ou l'accommodation mise en jeu. Bien qu'il s'agisse d'une méthode objective (elle ne requiert pas de réponse du sujet), elle peut être différenciée d'une méthode de laboratoire dans la mesure où elle fait intervenir la manipulation de l'expérimentateur. Elle permet de déterminer ponctuellement l'erreur de focalisation d'un sujet mais ne permet pas de l'évaluer dynamiquement.

Figure 24 : Skiascope

Le sujet regarde une cible à une distance donnée pendant que l'examinateur envoie un faisceau lumineux dans l'un des yeux du sujet.

Le skiascope utilisé est un skiascope à fente, de marque Heine, en faisceau divergent (voir figure 24).

3.2.3. Haploscope

La vergence peut être évaluée via des méthodes de laboratoire utilisant des dispositifs photographiques infrarouges (oculomètre) ou un haploscope. Le dispositif choisi pour explorer la vergence est un haploscope qui a l'avantage de mesurer la vergence tout en permettant de stimuler l'accommodation et/ou la vergence. La mesure de l'accommodation nécessite un dispositif complémentaire, appelé optomètre, et décrit ci-après (voir le paragraphe 3.2.4 consacré à l'optomètre). L'intérêt de ce type de dispositif est qu'il ne requiert pas de manipulation de l'expérimentateur (a contrario du réfracteur) et que la stimulation et la mesure de la vergence peuvent se faire via un seul et même dispositif, ce qui n'est pas possible lors de l'utilisation d'un oculomètre. L'haploscope utilisé spécifiquement pour nos travaux présente l'avantage de permettre la mesure simultanée des ratio AC/A et CA/C, ce qui n'était pas toujours le cas avec les haploscopes utilisés par le passé (Miles et Judge, 1982). Son autre grand intérêt est qu'il permet un contrôle de la stimulation proximale grâce à l'intégration d'un dispositif de Badal (Hofstetter, 1945 ; Schor, 1986 ; Schor et Kotulak, 1986 ; Atchison et al., 1995). Le dispositif de Badal permet le maintien constant de

la taille de l'image rétinienne quelle que soit la stimulation. L'haploscope n'est pas un dispositif objectif car il requiert la réponse de l'observateur.

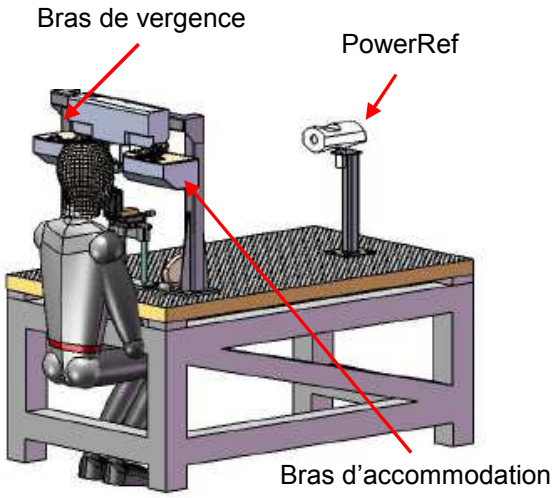


Figure 25 : Haploscope

Le dispositif est composé de deux bras. Un bras pour la stimulation accommodative et un autre pour la stimulation et la mesure de la vergence. Chaque bras comporte un module de Badal permettant de maintenir la taille angulaire de la cible constante (évite ainsi la stimulation de la composante proximale). Le dispositif est associé à un optomètre, ici le PowerRef situé à 1 m devant les yeux de l'observateur.

L'haploscope utilisé est un haploscope-miroir de Wheastone inspiré de ceux utilisés par Ciuffreda et al. (1997), Fisher et Ciuffreda (1990), Miles et al. (1987), Nguyen (2008), Schor et Horner (1989), Schor (1986) ou Schor et Kotulak (1986) (Priot et al., 2008) (voir figure 25). Il permet la présentation d'une cible à chaque œil (vision bi-oculaire). Les cibles sont interposées dans le chemin optique de chaque bras. L'image de ces cibles est vue via des miroirs de renvoi à transmission infrarouge, inclinés à 45°. Le bras d'accommodation contient un axe linéaire motorisé permettant de stimuler successivement l'accommodation à différents niveaux. La vitesse maximale de variation de la stimulation accommodative est de 0,4 D/s pour le bras d'accommodation. La modification du stimulus accommodatif est réalisée manuellement pour le bras de vergence. Le bras de vergence comporte un axe de rotation motorisé lui permettant d'induire successivement différentes disparités rétiniennes. Durant l'expérimentation, le mouvement de rotation du bras de vergence a été fixé à 2 DP/s (Scheiman et Wick, 2002). Le module de vergence tourne autour d'un axe qui est colinéaire avec l'axe vertical de rotation de l'œil estimé à 13 mm en arrière de l'apex de la cornée (Alpern, 1955 ; Nguyen et al., 2008). Le positionnement du sujet est réalisé à l'aide d'une caméra à courte focale, en faisant la netteté sur l'iris (sur le plan de la pupille) estimé à 3,3 mm en arrière de l'apex de la cornée (Westheimer, 1972 ; Miles et al., 1987). La stabilité du sujet est assurée à l'aide d'une empreinte dentaire. Il existe plusieurs types de Badal, celui utilisé comprend une lentille du Badal de +10 D positionnée de manière à ce que sa focale image coïncide avec le point central de la pupille d'entrée du sujet (Wittenberg, 1988 ; Rosenfield, 2006 ; Nguyen et al., 2008). L'image de la source lumineuse de chaque bras est considérée comme ponctuelle et illumine donc les cibles en lumière cohérente. L'haploscope est relié à une manette, type manette de jeu

vidéo, pour lancer les tests (gâchette de gauche), mettre en mouvement le bras de vergence (boutons X et B) et enregistrer les réponses du sujet (gâchette de gauche). La résolution de la mesure du bras de vergence est inférieur à 0,01°.

3.2.4. Optomètre

Le dispositif de référence à ce jour pour évaluer l'accommodation est l'optomètre infrarouge. Il a l'avantage de ne pas nécessiter la réalisation d'une tâche par le sujet (a contrario de l'optomètre laser et de la stigmatoscopie) (Rosenfield et al., 1993). Il permet une mesure objective de la réfraction ou de l'accommodation de l'observateur. Il s'agit d'un dispositif infrarouge (870 nm), basé sur le principe de la photoréfraction excentrique, c'est-à-dire sur le même principe que la skiascopie clinique. Le dispositif utilisé est le PowerRef II distribué par Plusoptics (voir figure 26). Ses principaux intérêts sont qu'il ne requiert pas de réponse du sujet (test objectif), qu'il est non invasif, qu'il n'interfère pas avec les conditions de vision (situé à 1 m du sujet) et qu'il réalise des mesures en dynamique (25 Hz). Lors de son utilisation, il a été choisi de placer un filtre Kodak 87C passe haut (790 nm) devant les leds du PowerRef afin de limiter leur perception par l'observateur (Choi et al., 2000 ; Allen et O'Leary, 2006). Ce dispositif a été utilisé dans de nombreuses études pour enregistrer la dynamique de l'accommodation (Kasthurirangan et al., 2003 ; Kasthurirangan et Glasser, 2005 ; Suryakumar et al., 2007b ; Tondel et Candy, 2007 ; Suryakumar et al., 2009). Bien que sa fréquence d'échantillonnage soit limitée pour évaluer des temps de l'ordre de 300 ms, il est l'un des dispositifs champ libre (openview) les plus rapides sur le marché (WAM-5500 : 5 Hz, le Canon R-1 et le Shin Nippon SRW 5000 n'étant plus disponibles).

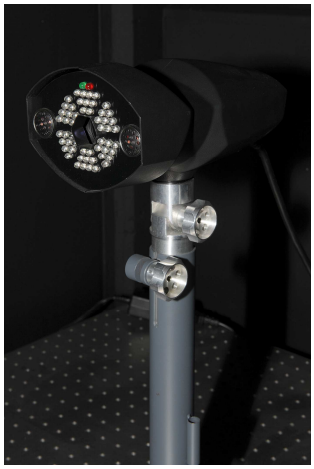


Figure 26 : Optomètre PowerRef®

Le dispositif est composé de multiples leds infrarouges, à différentes excentricités, s'allumant successivement pour éclairer la rétine du sujet. Une caméra centrale filme les reflets générés sur le fond de la rétine. La vergence des rayons reflétés par l'œil permet de déterminer l'erreur de focalisation du sujet.

Le PowerRef utilisé est de type II avec licence L et R (PR II). Il permet une acquisition dynamique de la taille de la pupille et de la sphère dans le méridien vertical. La résolution de la mesure de l'accommodation est inférieure à 0,01 D. Le PR II a été synchronisé avec l'haploscope afin de pouvoir enregistrer les données de réfraction correspondant aux réponses des sujets.

L'utilisation du PR II requiert une calibration pour chaque sujet, avant chaque expérimentation (Schaeffel et al., 1993 ; Choi et al., 2000 ; Kasthurirangan et al., 2003 ; Suryakumar et Bobier, 2004 ; Allen et O'Leary, 2006 ; Bharadwaj et Candy, 2008 ; Suryakumar et al., 2009). La procédure de calibration consiste à faire défiler devant l'œil droit, occulté par un filtre Kodak 87C passe haut, différents verres réfractifs allant de +4,00 D à -4,00 D par pas de 1,00 D tandis que l'œil gauche fixe une croix de Malte placée à l'infini optique dans l'haploscope. La réfraction mesurée avec le PR II est ensuite comparée à celle attendue avec les verres réfractifs en tenant compte d'une distance verre-œil de 12 mm (Allen et O'Leary, 2006). Le facteur de correction obtenu est ensuite intégré à chaque mesure du PR II.

3.2.5. Oculomètre

L'oculomètre est le dispositif de référence pour analyser les saccades et les poursuites oculaires. Il permet une détermination objective de la direction vers laquelle le regard du sujet s'est orienté. Le dispositif utilisé était l'Eyelink II distribué par SR Research (voir **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

Figure 27 : Eyelink II®

Le dispositif est composé de leds infrarouges permettant d'illuminer les yeux du participant. Les caméras œil permettent de recueillir les positions du centre de la pupille et du reflet cornéen de chaque oeil. A partir de ces informations, il est déterminé le pixel observé par le sujet sur chacun des écrans.

Ce système se compose de trois caméras miniatures. L'une d'entre elles est positionnée sur un bandeau de tête afin de réaliser un suivi des mouvements de tête (head-tracking). Durant nos expérimentations, le dispositif a été utilisé sans le head-tracking, d'une part, parce que l'équipement porté sur la tête n'était pas compatible avec la configuration du stéréoscope (l'encombrement du dispositif ne permettait pas de maintenir un champ visuel satisfaisant dans le stéréoscope) et, d'autre part, parce que le sujet était stabilisé au moyen d'une empreinte dentaire, ce qui rendait inutile le port de l'équipement sur la tête du sujet. Deux caméras œil, mises en place sous la ligne de regard du sujet, permettent de suivre les mouvements oculaires. Chaque caméra intègre deux leds infrarouges (925 nm) pour éclairer les yeux du sujet et permettre ainsi la réalisation de mesures quelles que soient les conditions lumineuses de l'expérimentation. Ces caméras sont installées sur le stéréoscope à proximité des yeux du sujet. Avec notre modèle, le suivi des mouvements oculaires

peut être réalisé à 250 ou 500 Hz. A 500 Hz, seule la position du centre de la pupille est prise en compte, tandis qu'à 250 Hz, le suivi du reflet cornéen peut être ajouté au suivi de la pupille pour une mesure plus stable de la position des yeux par limitation des erreurs liées au glissement du bandeau de tête et aux vibrations de l'environnement. Dans notre cas, le sujet étant stable du fait de l'empreinte dentaire et le bandeau de tête n'étant pas utilisé, il a été choisi de privilégier une haute fréquence d'acquisition, soit 500 Hz, à l'instar d'une autre étude ayant évalué la vergence dans un environnement virtuel avec l'Eyelink II (Jaschinski et al., 2008a). L'Eyelink a été utilisé dans plusieurs études pour évaluer les mouvements de vergence (Backus et Matza-Brown, 2003 ; Jainta et al., 2007 ; Jaschinski et al., 2007 ; Jaschinski et al., 2008a). Ce dispositif présente l'avantage d'avoir une haute fréquence d'acquisition pour une précision moyenne de 0,5 ° et une résolution de 0,01° (Jainta et al., 2007 ; Jaschinski et al., 2008a).

Chaque œil était calibré séparément. La calibration était réalisée par la fixation successive de neuf cibles en ordre aléatoire.

3.3. Choix des outils de stimulation

L'objet des travaux de thèse étant de déterminer comment le système oculomoteur répond en cas de conflit accommodation/vergence, deux types de dispositifs créant un conflit oculomoteur ont été utilisés : un téléstéréoscope, d'une part et un stéréoscope, d'autre part.

3.3.1. Téléstéréoscope

Le téléstéréoscope est un dispositif permettant de créer optiquement un sur-écartement interoculaire (voir figure 20). Ce dispositif permet une visualisation en hyper relief sans induire de dissociation totale entre l'accommodation et la vergence, le conflit entre deux composante n'est donc que partiel. Au travers du dispositif, la distance interoculaire passe de x à x+2y, y représentant la distance entre les miroirs internes et externes. Le téléstéréoscope a été configuré pour multiplier la demande en vergence par trois pour un observateur avec une distance interoculaire moyenne, soit 64 mm (Hofstetter, 1983). Ce facteur multiplicatif a été choisi en fonction de la littérature (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Fisher et Ciuffreda, 1990 ; Bobier et McRae, 1996), mais également pour induire un conflit oculomoteur suffisamment important pour sortir de la zone de vision binoculaire simple et nette en vision de près (voir figure 28).

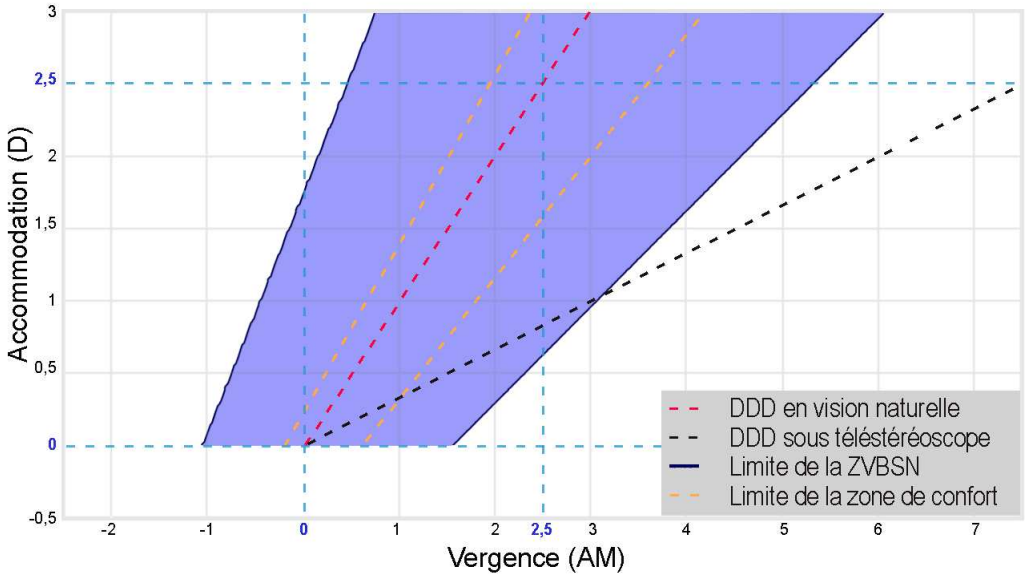


Figure 28 : Droites de demande au regard de la zone de vision binoculaire simple et nette (téléstéréoscope)

« DDD » représente les droites de demande et « ZVBSN » la zone de vision binoculaire simple et nette d'un sujet moyen. Sous téléstéréoscope multipliant par trois la demande en vergence, la droite de demande sort de la zone de vision binoculaire simple et nette pour une fixation en deçà de 1 m.

Pour induire un facteur multiplicatif de la vergence de trois pour un sujet moyen, la distance y séparant les miroirs internes et externes doit être égale à 64 mm. L'espace entre les deux miroirs centraux a été fixé à 20 mm afin d'offrir un champ de vision maximal au loin, tout en conservant un champ de vision de près confortable (voir annexe 1). Cette séparation permettait également de laisser passer le nez du sujet et ainsi de l'installer au plus près du dispositif pour optimiser son champ visuel. Le sujet était stabilisé à l'aide d'une mentonnière et d'un appui frontal. Du fait du réglage unique, il a été calculé, pour chaque observateur testé, et donc pour chaque distance interoculaire, le facteur multiplicatif de la demande en vergence avec la formule :

$F = d(x+2y)/x(d+y)$

avec d, la distance œil-cible, x la distance interoculaire et y la distance séparant les miroirs internes et externes. y étant petit au vu de d, on estime $d+y \approx d$, soit :

$F = (x+2y)/x$ (Judge et Miles, 1985).

3.3.2. Stéréoscope

La visualisation en relief peut être réalisée à l'aide de divers dispositifs : anaglyphes, polarisation, obturation, écran autostéréoscopique ou stéréoscope. Le choix s'est porté sur un stéréoscope qui présente l'avantage d'être un dispositif simple, ne déformant pas les couleurs (a contrario des anaglyphes) et ne réduisant pas le niveau lumineux (a contrario de la polarisation). Il est, de plus, peu encombrant et modulable ; pour un coût limité. Il s'agit d'un dispositif composé de deux écrans et de deux paires de miroirs de renvoi inclinés à 45° par rapport au plan sagittal (voir figure 29).

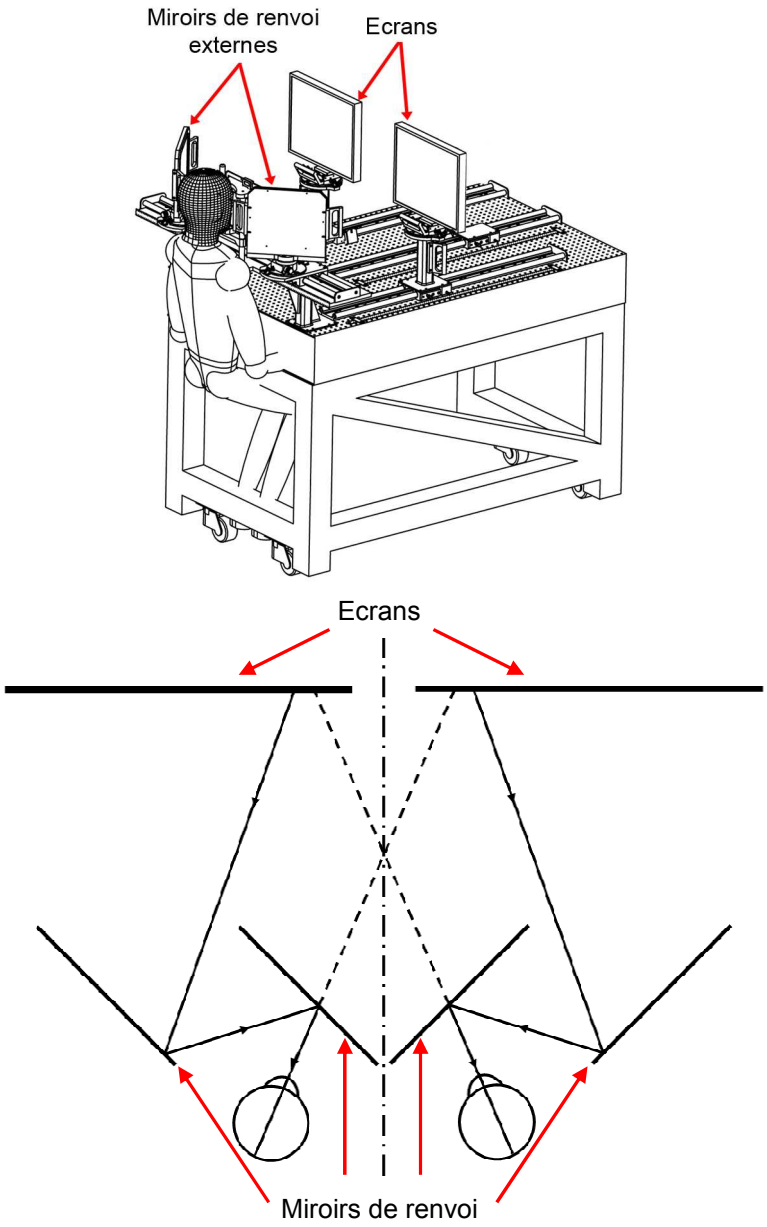


Figure 29 : Stéréoscope (vue en perspective et vue du dessus)

Le dispositif est composé de deux écrans et de miroirs de renvoi, ici deux paires de miroirs de renvoi (externe + interne) inclinés à 45°. Les traits continus fléchés correspondent aux chemins optiques.

Le dispositif utilisé comprenait deux écrans LCD 22'' ViewSonic de 120 Hz. Les écrans étaient placés à 0,67 m (correspondant à 1/1,5 D) du centre de rotation de l'œil des sujets par un réglage individuel de la position des sujets. Le stéréoscope était réglé de sorte que quel que soit le sujet, le champ visuel restait identique (modification de la position des miroirs centraux et des écrans en fonction de la distance interoculaire). Le sujet était stabilisé à l'aide d'une empreinte dentaire. Les miroirs externes étaient positionnés de telle manière que ni eux, ni les écrans ne limitaient le champ de vision. Le champ était donc limité uniquement par les petits miroirs centraux de renvoi. Le champ au travers du dispositif était d'environ 26° (voir annexe 3).

3.4. Choix des tests

Les tests ont été choisis pour explorer au mieux le couplage accommodation-vergence, les composantes de vergence et d'accommodation ainsi que leur processus adaptatif. Les paramètres de vergence présentés ci-après sont donc ceux entrant en jeu dans les modèles du système oculomoteur et/ou ceux manifestant une certaine flexibilité. On distingue deux grandes approches : l'approche clinique et l'approche de laboratoire. Les deux approches reposent sur les mêmes principes de base pour évaluer les paramètres oculomoteurs. Par exemple, dans une méthode comme dans l'autre, l'évaluation de la vergence accommodative est réalisée en mesurant la vergence pour un stimulus accommodatif donné et en inhibant au maximum les autres stimulus de la vergence. Les deux types de méthodes se distinguent cependant sur plusieurs points. L'approche clinique utilise une routine d'examen permettant d'évaluer rapidement les paramètres oculomoteurs. Cette méthode, plus écologique que l'approche de laboratoire, a pour but de rendre compte des modifications oculomotrices cliniquement significatives. Toutefois, la fiabilité et la répétabilité de la mesure ne sont pas toujours optimales et dépendent de la technique choisie. Les mesures de laboratoire offrent une précision plus importante permettant de discriminer des tendances non observables avec les mesures cliniques. Les équipements de laboratoire permettent également une mesure indépendante de l'expérimentateur et un meilleur contrôle des stimulations. Les méthodes de laboratoire utilisent plutôt des dispositifs de mesure objective et sont généralement prises en référence.

3.4.1. Tests cliniques

Parmi la palette de tests cliniques existant pour l'évaluation des paramètres oculomoteurs, il a été sélectionné, pour chaque paramètre, un test clinique. Les paragraphes ci-dessous justifient les choix réalisés. En dehors du CA/C et de « l'accommodation tonique », les tests cliniques sont parfaitement définis. Ainsi, seules les cibles, la phraséologie et la procédure du CA/C ont été décrites dans ce paragraphe, les autres tests sont décrits dans l'annexe 4. Hormis le CA/C et « l'accommodation tonique », l'ensemble des tests choisis est réalisable sous réfracteur. En pratique clinique, l'accommodation est mesurée en dioptrie (D) et la vergence en dioptrie prismatique (DP), les unités et leur conversion sont décrites en **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**.

3.4.1.1. Aspects photométriques, environnement et procédure

Les tests ont été présentés en conditions photopiques avec un éclairement moyen de 200 lux au niveau des tests. La luminance de fond des tests était de 75 cd/m² et le contraste des cibles était de 85 %.

Pour ajuster le réfracteur à chaque sujet, la distance interoculaire a été mesurée au moyen d'un pupillomètre à reflet cornéen.

Pour être au plus proche de la procédure de l'examen clinique, les mesures n'ont été réalisées qu'une seule fois.

3.4.1.2. Phorie

La mesure clinique de la phorie a été réalisée en utilisant la méthode de Von Graefe. Bien que n'ayant pas la meilleure répétabilité (Rainey et al., 1998 ; Escalante et Rosenfield, 2006), cette méthode a été choisie car elle est la méthode la plus courante en clinique. Il est à noter que la différence de mesure d'une fois sur l'autre et d'un manipulateur à l'autre avec la méthode de Von Graefe peut atteindre 0,8±8,2 DP (Rainey et al., 1998). Les études utilisant cette méthode sont les plus nombreuses. C'est, de plus, sur cette dernière que reposent les normes. La phorie étant influencée par l'utilisation des prismes, Alpern (1950) rapporte que l'évaluation des réserves fusionnelles avant la mesure des phories conduit à un changement de la valeur de cette dernière. L'effet serait plus important après des prismes bases externes que des prismes bases internes. Toutefois, l'étude de Rosenfield et al. (1995) nuance cette observation car la répétabilité de la mesure ne permet pas de déterminer parfaitement si les modifications constatées sont purement liées à un phénomène adaptatif ou juste à la variabilité de la mesure. Pour éviter un éventuel phénomène adaptatif, les mesures de phories ont été réalisées avant toute utilisation de prismes. Selon l'étude de Morgan (1944c), faisant référence pour les cliniciens, la valeur attendue est de 1±1 DP d'exophorie pour la phorie de loin et de 3±3 DP d'exophorie pour la phorie de près. Selon Ciuffreda et Kenyon (1983), du fait d'une certaine variabilité de la réponse accommodative dans le temps, les valeurs de la phorie de près sont moins stables que celles de la phorie de loin.

3.4.1.3. AC/A

La vergence induite par unité d'accommodation (ratio AC/A) est évaluée en utilisant la technique de la phorie. Ainsi, l'instabilité inhérente à cette dernière, citée ci-dessus, impacte nécessairement les valeurs de AC/A (Escalante et Rosenfield, 2006). Il est défini plusieurs rapports AC/A : le rapport de réponse, le rapport de stimulation, le calculé et le gradient +1,00 ; -1,00 ; +2,00 ou -2,00. Le ratio AC/A de stimulation est le plus utilisé en pratique clinique. Sa détermination tient uniquement compte de la réponse de vergence par unité de stimulation accommodative. Or, on sait que la réponse accommodative n'est pas égale au stimulus accommodatif (voir la figure 7 montrant la relation entre le stimulus accommodatif et la réponse accommodative). Ce AC/A rend donc compte de la vergence induite par un stimulus accommodatif et non réellement de la vergence induite par la réponse accommodative à un stimulus. Pour rendre compte de cette dernière, il faut considérer le AC/A de réponse. Pour un stimulus en deçà de 1 m, la réponse étant inférieure au stimulus, il est donc attendu un ratio de réponse plus grand que le ratio stimulé (Alpern et al., 1959 ; Cooper et al., 1982 ; Scheiman et Wick, 2002 ; Daum et McCormack, 2006). Le AC/A de réponse est plutôt évalué avec des méthodes de laboratoire. La modification de l'accommodation pour le test peut se faire suivant deux méthodes : soit par modification de la distance de fixation (i.e. une mesure de vergence en vision de loin puis une mesure en vision de près), elle donne accès au AC/A dit calculé, soit par interposition de verres pendant la mesure de la phorie en vision de près (i.e. une mesure de vergence sans verres puis une mesure avec verre), ce ratio est alors appelé gradient +1,00 ; -1,00 ; +2,00 ou -2,00, suivant la puissance dioptrique des verres interposés. Dans le ratio

calculé, on fait varier l'accommodation mais aussi la proximité du test. Ainsi, la vergence en vision de près évalue non seulement la vergence accommodative mais aussi la vergence proximale. Le gradient n'est, quant à lui, pas affecté par la vergence proximale.

Le AC/A a été réalisé à partir des mesures de phories avec la méthode de Von Graefe. Il a été déterminé deux ratios : le ratio AC/A calculé stimulé et le ratio AC/A gradient stimulé +1,00. Le gradient +1,00 a été choisi au profit des gradients négatifs car il permet de ne pas sur-stimuler l'accommodation. Il a été choisi de réaliser les deux ratios afin d'avoir un ratio reflétant purement la vergence accommodative (pas de composante proximale) et un ratio reflétant la vergence accommodative en condition naturelle, c'est-à-dire associée à la composante proximale. Le ratio AC/A est relativement stable. Son évaluation sur 9 semaines montre une déviation standard en deçà de 0,25 DP. La valeur attendue pour le ratio AC/A stimulé calculé est de 4±1 DP/D (Morgan, 1944c). Le AC/A décline à partir de 42 ans, il ne semble donc pas affecté par le début de sclérose des structures arrivant bien avant cet âge (Schor, 1986).

3.4.1.4. Avance ou retard accommodatif

L'avance ou le retard accommodatif est évalué en clinique en utilisant la skiascopie. La skiascopie comprend plusieurs techniques dont les plus connues sont la MEM (monocular estimate method), la Nott et la Bell skiascopie. Les techniques se différencient par le type de cible utilisé (ligne de lettres : MEM, Cross / bille métallique : Bell) et par la méthode de mesure (estimation de l'avance ou du retard accommodatif avec insertion monoculaire d'un verre ophtalmique : MEM / déplacement du skiascope dans le plan de focalisation : Nott / déplacement de la bille métallique jusqu'à ce que le point de focalisation soit confondu avec le plan du skiascope : Bell). La majorité des études est réalisée avec la MEM. Toutefois, l'étude de Locke et Somers (1989) montre que la MEM et la Nott skiascopie peuvent être utilisées de manière interchangeable tandis que la Bell skiascopie se différencie des autres méthodes par des valeurs de lag plus importantes. L'étude de Antona (2009) montre que la Nott offre une bonne répétabilité et que la concordance entre la Nott skiascopie et la MEM est élévée. Les études de Rosenfield et al. (1996) et Gabriel et Mutti (2009) comparent le lag via les méthodes Nott et MEM avec les données recueillies avec une méthode de laboratoire reposant sur un optomètre infrarouge. Il est montré que ces méthodes conduisent à des valeurs similaires.

Le lag a été mesuré via la Nott skiascopie qui présente l'avantage d'être aisée à réaliser et d'avoir une bonne répétabilité tout en restant comparable à la MEM. L'autre avantage de cette méthode est quelle peut être pratiquée au travers d'un réfracteur. En moyenne, le lag accommodatif attendu pour une cible de haut contraste à 40 cm est de +0,50±0,25 D (Scheiman et Wick, 2002). Toutefois, selon les études, le lag oscille de 0,1 D à 0,78 D. De plus, il présente une certaine variabilité interindividuelle pouvant aller de -0,5 D à +1,12 D suivant les sujets (Locke et Somers, 1989). L'âge modifie également la valeur du lag, ce dernier augmentant considérablement au fur et à mesure de la limitation des biomécanismes du cristallin (Charman, 2008).

3.4.1.5. CA/C

Le CA/C est peu étudié en clinique malgré son intérêt souligné par Tsuetaki et Schor (1987). Il n'existe donc pas de réelle routine clinique ou de laboratoire. L'évaluation du CA/C nécessite la mise en boucle ouverte de l'accommodation. Outre l'exposition dans le noir dans une pièce suffisamment grande, la boucle peut être ouverte en utilisant un trou sténopéïque qui permet une augmentation importante de la profondeur de champ (Ward et Charman, 1985, 1987). Pour être efficace, cette méthode nécessite que les indices proximaux soient neutralisés (Rosenfield et al., 1993). L'utilisation d'une DOG de basse fréquence spatiale est également possible (Kotulak et Schor, 1987 ; Tsuetaki et Schor, 1987). Toutefois, étant donné que la mesure s'effectue en lumière ambiante, la proximité de la cible intervient dans la valeur « d'accommodation tonique » mesurée (Rosenfield et al., 1993). Les variations inhérentes à ces méthodes de mise en boucle ouverte influencent la valeur du CA/C. L'étude de Wick et Currie (1991a) montre qu'il existe une corrélation entre une mesure clinique réalisée avec une DOG associée à une Nott skiascopie et une mesure de laboratoire réalisée via un oculomètre et un optomètre infra rouge. Comme pour le ratio AC/A, il pourrait être considéré le CA/C de stimulus et le CA/C de réponse. Cependant, la réponse de vergence et son stimulus étant généralement identiques, la distinction des deux types de ratio est inutile (Scheiman et Wick, 2002). La valeur attendue pour le ratio CA/C est de 0,5 D/AM (soit environ 0,08 D/DP) (Scheiman et Wick, 2002). Cependant, cette moyenne est à nuancer en tenant compte de l'âge des sujets puisque, selon Schor (1986), le CA/C déclinerait linéairement, de la même manière que l'amplitude d'accommodation, à partir de l'âge de 22 ans. Ce déclin en fonction de l'âge a également été observé par Wick et Currie (1991a).

La procédure réalisée est basée est sur celle décrite par Brautaset et Jennings (2006) et Tsuetaki et Schor (1987).

Equipements nécessaires : Un optomètre - PowerRef
Une DOG verticale de 0,2 cpd
Un prisme de 8 DP base externe

Configuration :

1. Placer le sujet à 1 m du PR II et stabiliser sa position à l'aide d'une empreinte dentaire.
2. Présenter la DOG dans le plan sagittal médian du sujet à 0,4 m.

Procédure :

1. Demander au sujet d'ouvrir les deux yeux, de fixer la DOG et de la garder simple durant 5 minutes sans détourner son regard. Au terme des 5 minutes, le sujet place le prisme de 8 DP base externe devant son œil gauche.
2. Phraséologie : « Vous allez devoir fixer en continu et sans interruption (ne portez en aucun cas votre regard sur un autre objet de la pièce) la cible en dégradé de gris qui est devant vous. Vous la fixerez pendant 5 minutes complètes puis un Bip retentira. Pendant 6 secondes gardez les yeux bien ouverts puis un second BIP retentira pour vous indiquer de placer le verre sur votre œil gauche avec la base (bord épais du verre) du coté de votre tempe. Continuez à fixer la cible et à la maintenir simple jusqu'à ce qu'un dernier BIP signale la fin du test. »

Le CA/C était déduit de l'équation suivante :

CA/C = (Acc2 – Acc1)/8

Où Acc1 est « l'accommodation tonique » mesurée au terme des 5 min de fixation de la DOG, Acc2 l'accommodation lors de l'insertion du prisme et le 8 la valeur du prisme inséré pour stimuler la vergence.

3.4.1.6. « Accommodation tonique »

Tout comme le CA/C, « l'accommodation tonique » est peu étudiée en clinique. Il n'existe donc pas de routine clinique. L'évaluation de l'accommodation tonique nécessite la mise en boucle ouverte de l'accommodation. Cela peut se faire suivant plusieurs moyens comme évoqué précédemment pour le CA/C. L'évaluation du CA/C étant obtenue à partir d'une mesure d'« accommodation tonique », c'est cette dernière qui été considérée pour la mesure clinique d'« accommodation tonique » (valeur Acc1).

3.4.1.7. Réserves fusionnelles

Les réserves fusionnelles correspondent à la plage de convergence et de divergence qu'un sujet peut mettre en œuvre pour une distance de fixation donnée. Ce sont elles qui définissent la zone de vision binoculaire simple et nette (ZVBSN). Cette zone de vision binoculaire est particulièrement étudiée au cours des traitements orthoptiques (Hofstetter, 1983) car elle est présentée comme un élément facilement modifiable par l'entraînement visuel (Goss, 1995). Durant le test permettant son évaluation, le mécanisme lent n'est pas activé du fait de la courte durée nécessaire à sa réalisation. Seule la composante rapide est rendue accessible lors de la détermination des réserves fusionnelles. Ainsi, pour un niveau d'activation de composante lente donné (adaptation), les réserves fusionnelles révèlent le niveau d'activation du mécanisme rapide. La composante lente étant complémentaire de la composante rapide (voir figure 15), l'amplitude de la zone de vision simple et nette rend compte du niveau d'activation de la composante lente (Jones et Stephens, 1989). Plus la composante lente est activée (niveau d'adaptation important), moins la composante rapide l'est et plus elle a de capacité à répondre à la disparité rétinienne. La zone de vision simple et nette est donc augmentée par l'adaptation de la vergence (Daum et McCormack, 2006). Ainsi, comme la phorie, la vergence fusionnelle est dépendante de l'adaptation prismatique (Carter, 1965 ; Cooper, 1992). En clinique, la mesure de la réserve fusionnelle se fait conventionnellement en divergence d'abord et en convergence ensuite dans la perspective de limiter au maximum l'impact de l'adaptation prismatique sur les valeurs. L'étude de Rosenfield et al. (1995) montre que le point de recouvrement (point de retour à la vision simple après avoir subi une vision dédoublée) est significativement affecté par l'adaptation prismatique mais pas le point bris (point à partir duquel la vision simple ne peut plus être maintenue). La mesure des réserves fusionnelles peut être réalisée suivant deux méthodes : par variation continue de la disparité rétinienne ou par pas. Les valeurs attendues sont du même ordre (Saladin, 2006).

Il a été choisi d'utiliser la méthode par variation continue qui présente l'avantage d'être rapide, aisée et de se pratiquer avec le réfracteur. Pour le test par variation continue, les réserves en

divergence attendues, appelées aussi réserves négatives, sont, en vision de loin, un bris en moyenne à 7±2 DP et un recouvrement à 4±1 DP. On notera que la norme est qu'il n'y ait pas de flou en divergence vision de loin. En vision de près, le point bris est en moyenne à 21±2 DP et le recouvrement à 13±3 DP. En convergence, aussi appelée réserve positive, la vision de loin devient double en moyenne à 19±4 DP pour redevenir simple à 10±2 DP. En vision de près, le bris est en moyenne à 21±3 DP et le recouvrement à 11±4 DP.

3.4.1.8. Acuité stéréoscopique

L'acuité stéréoscopique détermine la capacité d'un individu à discriminer du relief à partir de disparités rétiniennes (Howard, 2002). Elle représente le meilleur indicateur de la fonction globale des composantes sensorielles et motrices du système visuel (Saladin, 2006). La stéréopsie est un élément extrêmement sensible aux perturbations visuelles. Elle est d'ailleurs communément désignée sous le terme de « baromètre de la binocularité » (Griffin et Grisham, 2002). L'évaluation de l'acuité stéréoscopique constitue, en clinique, un test de référence pour évaluer la performance binoculaire (Saladin, 2006). Plusieurs facteurs liés à l'oculomotricité binoculaire peuvent affecter la vision stéréoscopique tels que les tropies, les importantes disparités de fixation, les phories… (O'Connor et al., 2010). D'autres facteurs peuvent également influencer l'acuité stéréoscopique comme les troubles réfractifs ou les pathologiques visuelles… (Saladin, 2005).

Différents tests permettent d'évaluer l'acuité stéréoscopique. Les différences majeures entre les tests tiennent à l'emploi ou non de couleurs, de points aléatoires et de lunettes dissociatrices. Le TNO est un test reposant sur le principe d'anaglyphes (voir paragraphe 2.6.2) qui délivre des stimulations de couleurs différentes (rouge/vert). Ces différences spectrales engendrent une stimulation différente de l'accommodation entre l'œil droit et l'œil gauche. Toutefois, il est montré que les valeurs obtenues avec ce test permettent de présager de la qualité de la vision binoculaire avec une bonne fiabilité (Okuda et al., 1977 ; Simons, 1981). De plus, il a l'avantage d'utiliser des points aléatoires ne dispensant pas d'indices monoculaires. Le Titmus est un test polarisé. Sa fiabilité est mise en cause par les indices monoculaires existant au sein du test et pouvant contribuer à une réponse du sujet indépendante de la disparité. Il s'agit cependant d'un test largement employé en pratique. Le test de Frisby est un test n'utilisant pas de lunettes dissociatrices, sa fiabilité est cependant moins grande que pour les autres tests, ce notamment du fait de la grande taille des éléments le constituant (triangles) offrant ainsi des informations monoculaires (Simons, 1981). Le niveau d'acuité stéréoscopique attendu pour un sujet normal dépend du test et varie quelque peu selon les études. Il peut être considéré qu'en moyenne l'acuité attendue est d'au moins 250'' avec le test de Frisby, 60'' avec le Titmus et 120'' avec le TNO (Morris et al., 2005). Dans la présente étude, l'acuité stéréoscopique a été évaluée à l'aide des tests du TNO et des points de Wirt du Titmus.

3.4.2. Tests de laboratoire

Il n'existe pas de routine associée aux mesures de laboratoire. L'haploscope utilisé au cours des expérimentations est un prototype fabriqué à partir d'un cahier des charges basé sur la littérature. Les cibles, la phraséologie et les procédures ont donc été à définir.

Pour chaque paramètre oculomoteur évalué par la méthode de laboratoire, il est présenté les contraintes inhérentes à l'évaluation du paramètre et la méthodologie utilisée dans la littérature pour le mesurer. Le choix méthodologique est décrit dans un second temps. Les cibles utilisées sont présentées et illustrées pour chacun des tests.

3.4.2.1. Aspects photométriques, environnement et procédure

La luminance du fond a été fixée à 50 cd/m² quelle que soit la cible. Les mesures ont été réalisées dans une salle aux revêtements noirs mats permettant de contrôler au maximum les réflexions lumineuses annexes. Les sources lumineuses non impliquées dans les tests étaient éteintes durant les expérimentations.

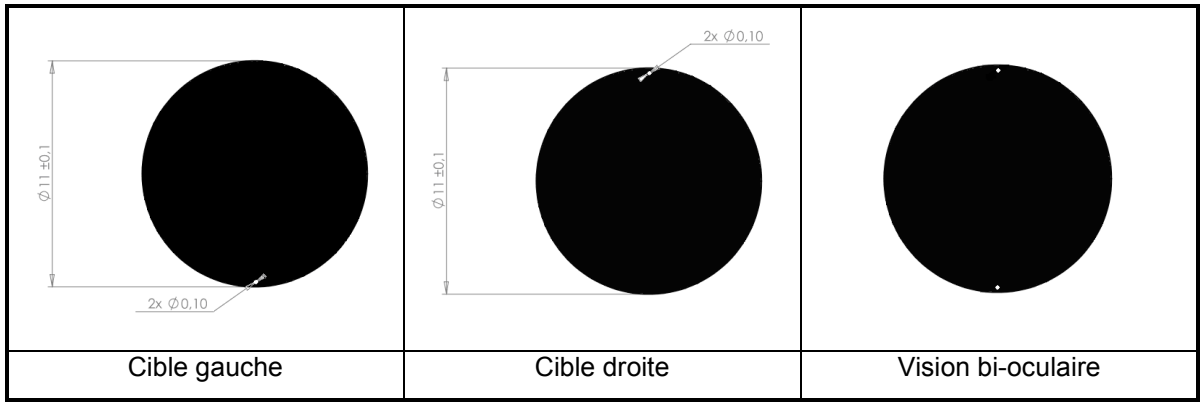
Dès lors que le sujet avait répondu, un signal sonore bref retentissait pour lui indiquer l'enregistrement de cette dernière. Chaque mesure de laboratoire a été répétée quatre fois. A la fin de chaque test, un signal sonore long indiquait au sujet la fin de la tâche. Le sujet devait alors fermer les yeux jusqu'au commencement du test suivant. Avant chaque test, les instructions étaient répétées au sujet.

3.4.2.2. « Vergence tonique »

La valeur moyenne de la « vergence tonique » est de 0,9 AM (Owens et Leibowitz, 1980). Toutefois, elle présente une grande variabilité interindividuelle qui contribue à des moyennes très disparates d'une étude à l'autre, pouvant aller de 0,2 AM jusqu'à 2,6 AM (Owens et Leibowitz, 1980 ; Owens, 1986 ; Fisher et al., 1988). Evaluée sur plusieurs semaines, plusieurs fois par jour, la vergence dans le noir ne présente cependant pas de variation systématique importante (Fisher et al., 1988). Toutefois, une exposition de 2 h dans le noir (avec une évaluation de la « vergence tonique » toutes les 7,5 min) montre une évolution vers la divergence au cours du temps (Fisher et al., 1988). Avec l'âge, du fait des évolutions anatomiques, la vergence tonique est amenée à évoluer. Les études se contredisent sur son évolution pour les populations de 20 à 70 ans (Rosenfield, 1997a). Toutefois, entre adultes et enfants, une évolution est montrée et tend vers une décroissance avec l'âge (Rosenfield, 1997a).

L'évaluation de la vergence tonique nécessite d'ouvrir les boucles de rétrocontrôle du système oculomoteur. Pour ce faire, il a été présenté au sujet un point lumineux de faible dimension en haut de son champ visuel et un second point en bas de son champ visuel. Les cibles ont été réalisées sur la base de celles utilisées par Fisher et al. (1988) dans leur étude relative à la « vergence tonique ». Chaque point avait une dimension de 0,1 mm et était perçu au travers d'une vue Maxwellienne projetant un trou sténopéïque de 0,5 mm dans le plan de la pupille d'entrée de chaque œil du sujet. La vue Maxwellienne permettait d'augmenter artificiellement la profondeur de champ (Westheimer, 1966 ; Schor et Kotulak, 1986 ; Tsuetaki et Schor, 1987) et de neutraliser la vergence accommodative. L'utilisation de la vue Maxwellienne permettait d'obtenir une profondeur de champ théorique de ±5,28 D. Pour chaque bras, la cible a été placée à l'infini optique. Les deux points étaient espacés verticalement de 6° (environ 10,5 mm) pour ne pas stimuler la fusion et donc éviter toute stimulation de la vergence (voir figure 30). Ce type de cible, perçu au travers d'une vue

Maxwellienne, permettait de limiter au maximum la stimulation de l'accommodation. Le point en haut du champ visuel (vu par l'œil droit) était fixe et servait de repère au sujet. Le point en bas du champ visuel (vu par l'œil gauche) était mobile et déplacé jusqu'à son alignement vertical avec le point du haut.



Cible gauche	Cible droite	Vision bi-oculaire

Figure 30 : Cibles pour la mesure de la « vergence tonique » de laboratoire

Une cible est présentée à chaque œil ; il en résulte une perception bi-oculaire. Les dimensions sont données en millimètres.

Phraséologie :

« Vous allez voir deux très petits points lumineux, un en haut et un en bas. Tout au long du test, vous fixerez le point lumineux du haut. Le but du test sera d'aligner le point du bas avec celui du haut à l'aide de la manette. Pour déplacer le point du bas vers votre gauche, vous appuierez sur le bouton X de la manette. Pour le déplacer vers votre droite, vous appuierez sur le bouton B. Vous appuierez sur la gâchette de gauche lorsque les cibles sont alignées et sur la gâchette de droite si vous avez besoin d'arrêter le déplacement de la cible. Il se peut que la cible bouge malgré l'alignement initial. Ce n'est pas grave. Seul le premier alignement compte. Il vous est demandé d'être concentré et d'éviter de cligner lors de l'enregistrement de votre réponse. »

3.4.2.3. « Accommodation tonique »

La valeur moyenne de « l'accommodation tonique » est de 1,32 D (Owens et Leibowitz, 1980). Toutefois, elle présente une grande variabilité interindividuelle qui contribue à des moyennes très disparates d'une étude à l'autre, pouvant aller de 0 D à 3 D (Toates, 1972 ; Miller, 1978 ; Ciuffreda et Kenyon, 1983 ; Schor et al., 1984b ; Owens, 1986 ; Ciuffreda, 2006). Avec l'âge, du fait de la presbytie, l'accommodation tonique est amenée à décroître (Mordi et Ciuffreda, 1998). Les modifications de l'accommodation tonique avec l'âge ne seraient pas liées à une baisse d'innervation mais plutôt à une limitation biomécanique du cristallin (Mordi et Ciuffreda, 1998). Evaluée sur plusieurs semaines, deux fois par jour aux mêmes heures d'un jour à l'autre, deux jours par semaine, « l'accommodation tonique » ne présente pas de variation importante (Miller, 1978). L'évolution diurne de l'accommodation tonique reste en débat. Toutefois, en prenant en compte la variabilité liée à la mesure, il semblerait qu'elle soit relativement stable au cours de la journée (Krumholz et al., 1986). Comme pour la vergence, une exposition prolongée dans le noir, conduit à une modification de « l'accommodation tonique » allant dans le sens d'une augmentation de cette dernière (Krumholz

et al., 1986 ; Rosenfield et al., 1993). Les valeurs mesurées de « l'accommodation tonique » sont dépendantes de la méthode utilisée. Le dispositif de référence est à ce jour l'optomètre infrarouge. Il existe également plusieurs méthodes pour mettre le système accommodatif en boucle ouverte. Ces dernières influent sur les valeurs d'« accommodation tonique » obtenues (voir le paragraphe 3.4.1.5 traitant du CA/C).

Pour nos études, « l'accommodation tonique » était évaluée, à l'aide d'un optomètre PowerRef, en présentant un point lumineux de faible dimension vu au travers d'un trou sténopéïque. La cible était la même que celle utilisée précédemment pour l'œil droit. Elle n'a été rendue visible que sur l'œil droit (voir figure 31) pour ne pas stimuler la vergence. Pour limiter l'impact de la cible sur le système accommodatif, elle était présentée 300 ms (ordre de grandeur de la latence accommodative) au travers d'une vue Maxwellienne. La cible était placée à l'infini optique. Ce type de cible, flashé et perçu au travers d'une vue Maxwellienne, permettait de minimiser la stimulation de l'accommodation. La cible était présentée dans l'unique but de donner un point de repère visuel au sujet afin d'assurer la faisabilité de la mesure accommodative par le PowerRef. Afin de faciliter la perception du point lumineux flashé, « l'accommodation tonique » était systématiquement évaluée après la « vergence tonique » utilisant ce même point comme point de repère.

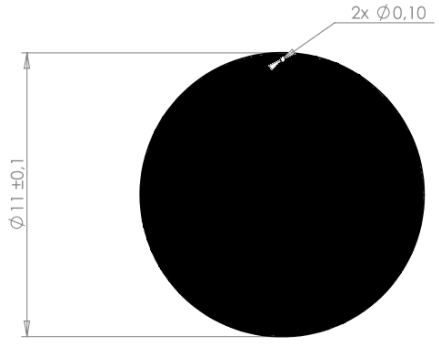
NEANT	
Cible gauche	Cible droite

Figure 31 : Cibles pour la mesure de « l'accommodation tonique » de laboratoire

Une seule cible est présentée : devant l'œil droit. Les dimensions sont données en millimètres.

Phraséologie :

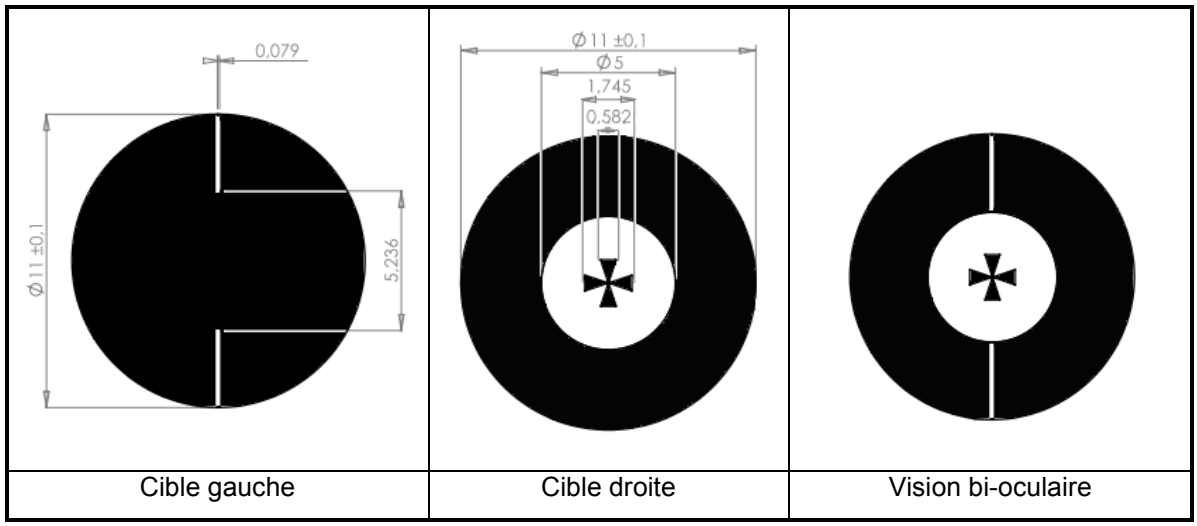
« Désormais, vous allez seulement voir le très petit point lumineux du haut. Votre tâche sera de regarder ce point lorsqu'il apparaîtra après le BIP sonore. Il vous est demandé d'être concentré et d'éviter de cligner lors de l'apparition de la cible. »

Après chaque flash, le sujet restait dans le noir 6 secondes avant une nouvelle mesure.

3.4.2.4. AC/A

L'évaluation du ratio AC/A est obtenue à partir de la pente de la droite de régression faite entre l'accommodation (qui est le stimulus) et la vergence (qui est la réponse). Pour réaliser cette droite, l'accommodation a été stimulée de 0 à 5 D par pas de 1 D. Cette plage de stimulation a été choisie en fonction de la littérature (Nguyen et al., 2008) et de manière à explorer une grande plage

de stimulus accommodatifs, tout en minimisant le temps de mesure. La stimulation accommodative variait de manière randomisée pour éviter la prédictibilité de la cible (Ciuffreda et al., 1997 ; Suryakumar et al., 2007a) ainsi qu'un possible phénomène d'hystérésis. L'intervalle maximal entre deux stimulations était de 2 D (Schor, 1992). L'accommodation était mesurée avec le PowerRef afin de pouvoir déterminer le AC/A de réponse. Le stimulus accommodatif était dispensé uniquement sur l'œil droit, l'œil gauche étant en boucle ouverte accommodative par l'intermédiaire d'une vue Maxwellienne. La cible de l'œil droit était une croix de Malte de haut contraste soutenant un angle de 1° (1,7 mm) pour une extrémité de branche soutenant 20 min arc (0,6 mm) (voir figure 32). La croix de Malte est une cible stimulant efficacement l'accommodation du fait des hautes fréquences spatiales qui la composent. Elle est largement utilisée dans la littérature (Aggarwala et al., 1995 ; Bruce et al., 1995 ; Mordi et Ciuffreda, 1998 ; Culhane et Winn, 1999 ; Takeda et al., 1999 ; Eadie et al., 2000 ; Wolffsohn et al., 2002 ; Okada et al., 2006 ; Schor et Bharadwaj, 2006). La cible de l'œil gauche était une ligne lumineuse discontinue soutenant au total un angle de 6,3° (11 mm) pour une discontinuité de 3° (5,2 mm) (voir figure 32). Elle était placée manuellement à 2,5 D, c'est-à-dire à la médiane de la gamme de stimulation accommodative. Du fait de la vue Maxwellienne, la totalité de la gamme de stimulation accommodative testée était dans la profondeur de champ de l'œil gauche.



Cible gauche	Cible droite	Vision bi-oculaire

Figure 32 : Cibles pour la mesure de la vergence accommodative

Une cible est présentée à chaque œil ; il en résulte une perception bi-oculaire. Les dimensions sont données en millimètres.

Phraséologie :

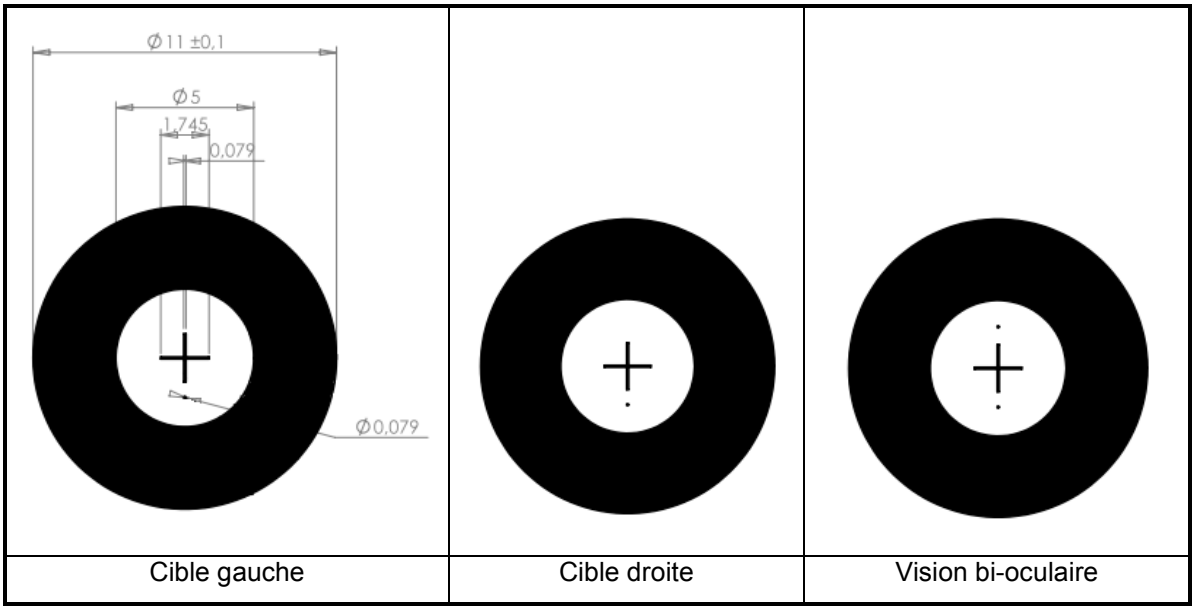
« Vous allez voir une croix de Malte avec votre œil droit et une ligne lumineuse discontinue avec votre œil gauche. Tout au long du test, vous fixerez la croix de Malte et la garderez nette. Le but du test sera d'aligner la ligne lumineuse discontinue avec la croix de Malte à l'aide de la manette. Pour déplacer la ligne vers votre gauche, vous appuierez sur le bouton X de la manette. Pour la déplacer vers votre droite, vous appuierez sur le bouton B. Vous appuierez sur la gâchette de gauche lorsque les cibles sont alignées et sur la gâchette de droite si vous avez besoin d'arrêter le déplacement de la cible. Il se peut que la cible bouge malgré l'alignement initial. Ce n'est pas grave. Seul le premier alignement compte. Il vous est demandé d'être concentré et d'éviter de cligner lors de l'enregistrement de votre réponse. »

3.4.2.5. Phorie

La phorie étant la déviation latente des deux yeux pour un stimulus accommodatif donné, elle a été extrapolée des résultats obtenus au cours du test du AC/A. Ainsi, à partir de l'équation de la droite de régression permettant d'établir le AC/A stimulus, il a été déterminé la phorie à l'infini optique (x = 0 D).

3.4.2.6. CA/C

L'évaluation du ratio CA/C est obtenue à partir de la pente de la droite de régression faite entre la vergence (stimulus) et l'accommodation (réponse). Pour réaliser cette droite, la vergence a été stimulée de 0 à 5 AM. La plage de stimulation a été choisie pour être du même type que celle explorée en accommodation et proche de celle retrouvée dans la littérature (Cumming et Judge, 1986). La stimulation de vergence variait de manière randomisée pour éviter la prédictibilité de la cible (Suryakumar et al., 2007a). L'intervalle maximal entre deux stimulations était de 1 AM (Schor, 1992). Etant donné cet intervalle, la vergence a été stimulée de 0 à 5 AM avec pas de 0,5 AM. La durée du test était équivalente voire moins longue que celle du AC/A du fait de la rapidité de la tâche à réaliser. L'accommodation était mesurée avec le PowerRef. Les cibles utilisées étaient deux croix noires identiques de haut contraste. Ces deux croix similaires servaient de stimulus de fusion. Chaque croix soutenait un angle de 1° (1,7 mm) et comportait un indice monoculaire : un point au dessus de la croix pour l'œil droit et un point en dessous pour l'œil gauche (voir figure 33). Ces indices permettaient de contrôler l'absence de suppression. Pour que l'accommodation mesurée ne soit que celle induite par les mouvements de vergence, le système accommodatif était mis en boucle ouverte par l'interposition de trous sténopéïques dans chaque bras de l'haploscope (vue Maxwellienne). Les cibles étaient placées à 2,5 D pour qu'en combinaison avec la vue Maxwellienne, l'accommodation ne puisse être liée qu'à la vergence sollicitée.



Cible gauche	Cible droite	Vision bi-oculaire

Figure 33 : Cibles pour la mesure de l'accommodation de vergence

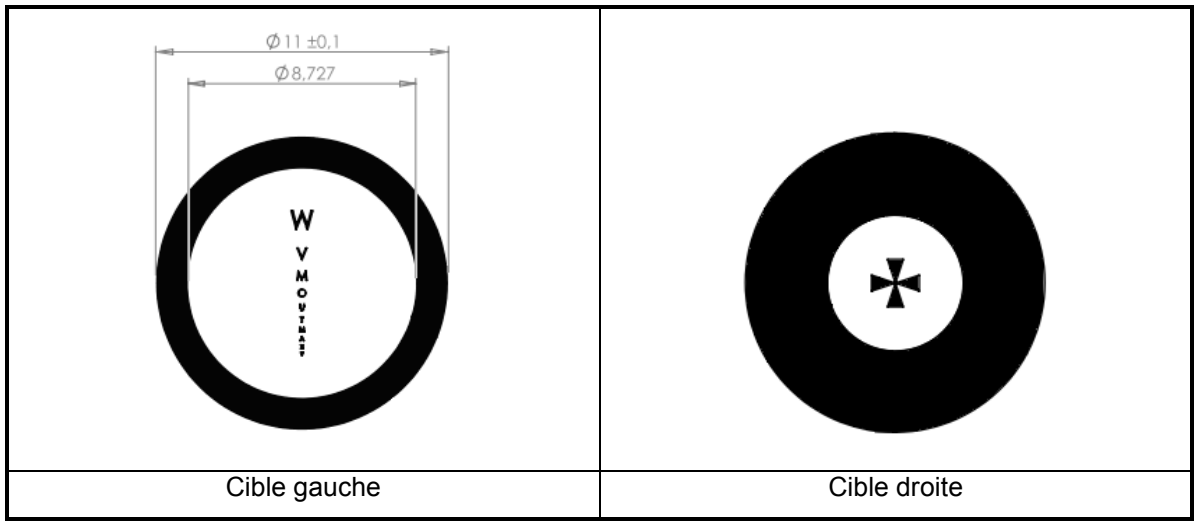
Une cible est présentée à chaque œil ; il en résulte une perception bi-oculaire. Les dimensions sont données en millimètres.

Phraséologie :

« Vous allez voir une croix noire avec un point au-dessus avec votre œil droit et une croix noire avec un point en-dessous avec votre œil gauche. Le but du test sera de fusionner la croix, c'est-à-dire de ne voir qu'une croix avec un point en haut et un point en bas. Pour cela, il vous sera peut-être nécessaire de loucher, c'est normal. Vous appuierez sur la gâchette de gauche si vous avez fusionné la cible et sur la gâchette de droite si la cible est perçue double ou avec un seul point. Il vous est demandé d'être concentré et d'éviter de cligner lors de l'enregistrement de votre réponse. »

3.4.2.7. Avance ou retard accommodatif

Pour évaluer la réponse accommodative en fonction du stimulus accommodatif pour une cible mobile, l'accommodation était mesurée à l'aide du PowerRef pendant la présentation de la croix de Malte (identique à celle décrite pour le AC/A). La cible n'était rendue visible que pour l'œil droit (voir figure 34) et se déplaçait de 0 à 5 D à une vitesse de 0,4 D/s. Lorsque la valeur du stimulus accommodatif atteignait 5 D, la cible s'éteignait pour pouvoir se repositionner à 0 D. L'accommodation était alors stabilisée sur une cible présentée à 0 D sur l'œil gauche. La cible de gauche était une colonne de lettres de haut contraste sollicitant une acuité croissante (allant de 2/10 à 12/10 sur un fond lumineux de 5°) (8,7 mm) (voir figure 34).



Cible gauche	Cible droite

Figure 34 : Cibles pour la mesure de la réponse accommodative

Une cible est présentée à chaque œil. Les cibles ne sont pas vues simultanément mais successivement (pas de perception bi-oculaire). Les dimensions sont données en millimètres.

Phraséologie :

« Vous allez voir une croix de Malte avec votre œil droit et une colonne de lettres avec votre œil gauche. Les cibles apparaîtront alternativement. Le but du test sera de fixer et de maintenir nette la croix de Malte tout en évitant de cligner des yeux. Cela pourra devenir difficile. C'est normal. Vous chercherez cependant autant que possible à faire l'effort pour la maintenir nette sans cligner. Si le besoin de cligner se fait trop sentir, vous le ferrez alors franchement. A l'extinction de la croix de Malte, la colonne de lettres apparaîtra. A ce moment là, vous fixerez et maintiendrez nette la plus petite lettre que vous pourrez déchiffrer. Il vous est demandé d'être concentré et d'éviter de cligner

lors de la présentation de la croix de Malte. Vous pourrez cependant cligner librement lors de la présentation de la colonne de lettres. »

3.4.2.8. Latence et constante de temps

Pour évaluer la latence et la constante de temps, l'accommodation était mesurée à l'aide du PowerRef pendant la présentation de la croix de Malte (identique à celle décrite précédemment). Les mêmes cibles que précédemment étaient utilisées (voir figure 34). La cible du bras d'accommodation (croix de Malte) était positionnée à trois dioptries (3 D), tandis que la cible du bras de vergence (colonne de lettres) était positionnée manuellement à l'infini optique (0 D). Les cibles s'allumaient alternativement pour induire une stimulation passant de 0 D à 3 D. Ce saut de 3 D a été choisi pour induire une variation suffisamment grande de l'accommodation pour bien distinguer les deux réponses accommodatives tout en restant un stimulus facile à focaliser précisément pour notre population. Chaque cible était présentée 6 s pour s'assurer que la réponse accommodative avait le temps de s'exécuter et de se stabiliser avant d'observer son déclin.

Phraséologie :
« Vous allez voir une croix de Malte avec votre œil droit et une colonne de lettres avec votre œil gauche. Les cibles apparaîtront alternativement toutes les 6 secondes. Le but du test sera de fixer et de maintenir nette la cible qui vous sera présentée. Lors de la présentation de la colonne de lettres, vous fixerez et maintiendrez nette la plus petite lettre que vous pourrez déchiffrer. Il vous est demandé d'être concentré et d'éviter de cligner lors du passage d'une cible à l'autre. Vous pourrez cligner au milieu de la présentation de la cible, c'est-à-dire deux ou trois secondes après son apparition. »

3.5. Choix du traitement des données

3.5.1. Tests cliniques

La vergence a été mesurée en dioptrie prismatique. Pour prendre en compte l'influence de la distance interoculaire de chaque individu dans les résultats, les valeurs ont été converties en angle mètre (voir l'équation de conversion en **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

3.5.2. Tests de laboratoire

Les tests de laboratoire ont nécessité un traitement spécifique. L'haploscope et le PowerRef étaient synchronisés de manière à mettre en concordance les données du PR II avec les stimulations dispensées par l'haploscope et les réponses du sujet.

3.5.2.1. Vergence

L'haploscope donnait directement accès à la mesure de la vergence. Elle était initialement exprimée en degré puis convertie en angle mètre au même titre que les tests cliniques (voir l'équation de conversion en **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

La valeur de la vergence prise en compte était celle correspondant à la position du bras de vergence lors du clic de réponse du sujet.

3.5.2.2. Accommodation

L'accommodation étant mesurée en continu par le PowerRef et celui-ci ne mesurant que la réfraction des individus et pas directement l'accommodation, l'accès à la valeur d'accommodation a nécessité une calibration.

3.5.2.2.1. Calibration

Avant chaque session expérimentale utilisant le PowerRef, une calibration du dispositif était réalisée. La calibration permettait non seulement de calibrer le dispositif en fonction des résultats individuels mais également de passer d'une mesure de réfraction à une valeur d'accommodation. La procédure de calibration consistait à faire défiler successivement différents verres réfractifs de +4,00 D à -4,00 D par pas de 1,00 D. La réfraction associée à chaque verre était mesurée. La fréquence d'acquisition du PowerRef étant de 25 Hz, c'est la mesure de réfraction la plus proche de la réponse qui était considérée. A partir de cette valeur, les dix valeurs précédentes ont été prises en compte et moyennées. Afin de contrôler la fiabilité de la mesure, il était vérifié que, durant la mesure, le dispositif n'avait pas eu trop de données manquantes ou aberrantes. Si plus de trois valeurs sur les dix considérées n'étaient pas utilisables, alors l'essai n'était pas considéré. Si l'essai était retenu, toutes les valeurs non aberrantes étaient moyennées. Le test ayant été répété quatre fois, chaque stimulation a été moyennée sur les quatre essais (ou moins s'il y a eu une perte de données). La réfraction mesurée avec le PowerRef était ensuite rapportée en fonction de celle attendue avec les verres réfractifs en tenant compte d'une distance verre-œil de 12 mm. Une régression linéaire de la forme $y = ax+b$ était établie pour définir pour chaque valeur de réfraction mesurée, la valeur d'accommodation correspondante. A partir de cette équation, les valeurs de réfraction (R) mesurées au PowerRef au cours des tests étaient converties en accommodation avec l'équation : $A = (R-b)/a$, où « A » est l'accommodation et « a » le coefficient directeur de la droite de régression établie précédemment.

N.B : Comme pour la calibration, toutes les valeurs ponctuelles d'accommodation ont été obtenues en prenant la valeur du PowerRef la plus proche de la réponse du sujet puis en moyennant sur les dix valeurs précédentes (ou moins en cas de valeurs non valides). Les données étaient ensuite converties en accommodation. Enfin, chaque stimulation étant dispensée quatre fois, les quatre essais étaient moyennés (ou moins en cas d'essai non valide).

3.5.2.2.2. « Accommodation tonique »

La réfraction était mesurée au moment du flash de la cible « d'accommodation tonique ». « L'accommodation tonique » était ensuite obtenue en appliquant la procédure indiquée ci-dessus.

3.5.2.2.3. AC/A

A chaque stimulation accommodative, la vergence et la réfraction étaient mesurées. Les valeurs de réfraction étaient ensuite converties pour obtenir la réponse accommodative pour chaque stimulus accommodatif. Deux régressions linéaires étaient établies, une avec la vergence en fonction du stimulus accommodatif et une avec la vergence en fonction de la réponse accommodative. La pente de chacune des régressions permettait de déterminer respectivement le AC/A de stimulus et le AC/A de réponse.

3.5.2.2.4. CA/C

Clinique

A l'issue des cinq minutes d'exposition à la DOG de basse fréquence spatiale, la réfraction était mesurée. Les valeurs de réfraction étaient ensuite converties pour obtenir la valeur d' « accommodation tonique ». Une seconde après l'insertion du prisme, la réfraction était à nouveau mesurée. Ce délai permettait de s'assurer que le mouvement de vergence avait eu le temps de s'exécuter. Les valeurs de réfraction étaient ensuite converties pour obtenir la réponse accommodative associée au prisme.

Laboratoire

A chaque stimulation de vergence, la réfraction était mesurée. Les valeurs de réfraction étaient ensuite converties pour obtenir la réponse accommodative pour chaque stimulus de vergence. Une régression linéaire était établie avec la réponse accommodative en fonction de la vergence. La pente de la droite de régression permettait de déterminer le ratio CA/C.

3.5.2.2.5. Avance ou retard accommodatif

Durant toute la stimulation accommodative (allant de 0 à 5 D à 0,4 D/s, soit 12,5 s), la réfraction était mesurée en continu. Ce test ne se basant pas sur des valeurs ponctuelles d'accommodation, une procédure spécifique a été utilisée. Les données du PowerRef non valides durant les 12,5 s de mesure étaient remplacées par la valeur cohérente précédente. Les valeurs de réfraction étaient ensuite converties en accommodation. L'ensemble des valeurs obtenues durant le test était rapporté sur un graphique présentant la réponse accommodative en fonction du stimulus accommodatif. A partir de ce graphique, les essais comportant des clignements (et donc risquant de faire varier fortement la droite de régression établie par la suite) ou des pertes de données trop nombreuses étaient éliminés. Les essais conservés étaient ensuite fusionnés en moyennant les réponses accommodatives correspondant aux différentes stimulations accommodatives. Une régression linéaire a ensuite été établie entre la réponse accommodative et le stimulus accommodatif. Cette droite de régression était réalisée sur la portion linéaire de la relation stimulus/réponse (entre 5 D et 1 D) (voir figure 7).

3.5.2.2.6. Latence et constante de temps

Durant toute la stimulation accommodative, la réfraction était mesurée en continu. Comme précédemment, les données du PowerRef non valides étaient remplacées par la valeur cohérente précédente. Les valeurs de réfraction étaient ensuite converties en accommodation. L'ensemble des valeurs obtenues durant le test était rapporté sur un graphique présentant la réponse accommodative en fonction du temps. A partir de ce graphique, les essais comportant des clignements (et donc risquant de faire varier fortement la droite de régression établie par la suite) ou des pertes de données trop importantes étaient éliminés. Les essais conservés étaient ensuite fusionnés en moyennant les réponses accommodatives.

A partir du temps (t) correspondant à la stimulation à trois dioptries (3 D), un test sur les données était réalisé pour déterminer le début de la réponse accommodative. Le test consistait à chercher si lorsque trois valeurs consécutives augmentaient, elles étaient suivies de quatre valeurs consécutives parmi lesquelles il n'y avait pas deux valeurs consécutives qui diminuaient (Kasthurirangan et al., 2003). Si tel était le cas, la première des 7 valeurs prises en compte était considérée comme le point de départ de la réponse accommodative.

La latence était déterminée par le délai séparant l'application de la stimulation à trois dioptries du point de départ de la réponse accommodative.

A partir du point de départ, les 100 valeurs consécutives d'accommodation (y) étaient prises en compte (4 s) pour réaliser une régression exponentielle. L'équation utilisée est issue de la littérature et était de la forme $y = a(e^{-t/\tau})$, où « a » correspond à l'amplitude de la réponse, « t » au temps et « τ » à la constante de temps (Kasthurirangan et al., 2003).
Ainsi, il était obtenu la latence, l'amplitude de la réponse accommodative et sa constante de temps.

3.5.3. Oculomètre

Les données issues de l'oculomètre ont été traitées de manière à supprimer les valeurs aberrantes liées aux clignements oculaires. Pour ce faire, toutes les données pour lesquelles la pupille n'était pas mesurée étaient supprimées. L'Eyelink II nécessite des calibrations régulières pour assurer une bonne fiabilité de la mesure. Dans nos expérimentations, il n'était pas possible d'arrêter les expositions pour une calibration qui aurait risqué d'interrompre la mise en place d'un processus adaptatif. Il a donc été choisi de recentrer le signal de réponse de l'oculomètre sur le signal correspondant à la stimulation afin de limiter l'impact de la dérive du signal de l'Eyelink au cours du temps. Le point de l'espace virtuel sur lequel la vergence s'exerçait à chaque instant était déterminé par reconstruction géométrique via une toolbox Matlab® permettant de définir l'intersection de deux plans. Seules les données horizontales étaient prises en compte pour déterminer la vergence. Pour la reconstruction en espace virtuel, les points en deçà de 0,05 m et au-delà de 5 m étaient supprimés, ces valeurs étant considérées comme non physiologiques (inférieures au PPC* moyen)

* Voir glossaire.

et trop éloignées de la gamme d'intérêt correspondant à la tâche visuelle. En plus de l'amplitude, la phase était déterminée. Elle était déduite de la transformée de Hilbert pour être ensuite comparée à la phase du signal stimulus. L'ensemble de ces traitements des données était réalisé a posteriori sur les données enregistrées.

3.6. Choix des critères d'inclusion

Les expérimentations ont nécessité de poser plusieurs critères d'inclusion. Leur choix et leur détail sont exposés ci-après :

- L'âge des sujets devait être compris entre 18 et 36 ans. Les participants âgés de plus de 36 ans étaient exclus afin d'éviter une dispersion des résultats pour les paramètres dépendant de l'âge (Schor et Narayan, 1982 ; Ciuffreda et al., 1997). Ce critère permettait également de limiter le risque de pupilles < 3 mm (Kumnick, 1954), perturbant les mesures du PowerRef. Seule l'étude n°2 portant sur le téléstéréscope a été réalisée avec des sujets allant jusqu'à 44 ans. Cela s'explique par le fait que, durant cette étude, l'enjeu se situait essentiellement sur la vergence et non sur l'accommodation étant donné qu'elle restait naturelle. Il avait donc été choisi de limiter l'accès à cette étude uniquement aux personnes ne pouvant pas réaliser une tâche de lecture en vision près de manière confortable.
- Les sujets pouvaient avoir une amétropie de ±1,00 D, mesurée à l'autoréfracteur Nidek AR 600 A, en l'absence de correction optique ou être corrigés en lentilles de contact. Ce critère avait pour but de limiter les interactions entre les mesures et les effets optiques dus aux verres (effet prismatiques, aberrations…). Cela permettait, de plus, de faciliter le positionnement des sujets sur le téléstéréoscope, l'haploscope et le stéréoscope où la distance œil-miroir se devait d'être réduite. Les réfractions négatives étaient tolérées à la seule condition que les sujets aient une acuité visuelle de vision de loin et de vision de près ≤ 0,03 unité log (≥ 9/10). Dans ce cas, les réfractions négatives étaient considérées comme dues à une myopie instrumentale (Edwards, 1998 ; Schimitzek et Wesemann, 2002). La mesure de l'acuité était réalisée sur une échelle morphoscopique (reconnaissance de lettres) à progression logarithmique composée de 5 lettres de haut contraste par ligne.
- Les participants ne devaient pas présenter de pathologies oculaires (chirurgie, pathologies rétiniennes, glaucome…) ni de signes cliniques oculomoteurs (pas de strabisme, pas de signes asthénopiques chroniques, pas de séances d'orthoptie prescrites).
- L'alcool, la marijuana, les amphétamines, les barbituriques, les tranquillisants, les antidépresseurs, les sédatifs, etc. étant des substances systémiques pouvant influencer la réponse oculomotrice (Owens et Leibowitz, 1983) (réduction des valeurs ou augmentation de la variabilité des paramètres), les sujets ne devaient pas avoir pris de substances pharmacologiques dans la semaine précédant les expérimentations.
- Les études utilisant l'haploscope nécessitaient des sujets avec œil directeur droit. Dans l'haploscope, seul l'œil droit conserve en permanence la cible dans son axe visuel. L'œil directeur étant celui permettant la réalisation de la visée, il a été choisi de n'inclure que des sujets avec l'œil directeur droit. Ce critère permettait également de limiter les disparités de

comportement des sujets aux tâches de réalignement lors de la vision bi-oculaire. L'évaluation de l'œil directeur se faisait à l'aide de la carte USAEyes.org Dominant Eye Test Card en visant un objet à 4 m du sujet.

Les critères d'inclusion étaient évalués au moins une journée avant le passage des expérimentations de manière à ce qu'ils n'aient pas d'impact sur ces dernières. Les sujets passaient au préalable le test de l'œil de directeur qui était l'un des critères d'exclusion les plus discriminants. Les participants étaient ensuite soumis à un questionnaire renseigné avec l'expérimentateur. Les acuités visuelles étaient ensuite évaluées ainsi que la réfraction de chaque sujet. Les instructions liées à l'haploscope étaient données au cours de ce premier rendez-vous pour les sujets aptes à participer aux expérimentations. Les empreintes dentaires étaient ensuite réalisées. Le rendez-vous se terminait par un essai des tests sous haploscope pour vérifier que le sujet avait compris les instructions et qu'il s'était familiarisé avec la manipulation de la manette.

3.7. Conclusion

Le choix des outils de mesure a été réalisé dans l'objectif d'optimiser les temps de mesure et de prendre des dispositifs classiquement utilisés ou offrant un contrôle précis des mesures. Il a été choisi d'utiliser deux dispositifs de stimulation différents afin d'explorer les deux types de conflits accommodation/vergence considérés dans les travaux de cette thèse. Les tests choisis permettaient d'explorer le système oculomoteur dans sa globalité en un minimum de temps. Enfin, les critères d'inclusion avaient pour objectif de limiter au maximum les variations inter-interindividuelles.

4. Expérimentation 1 : Caractérisation du système oculomoteur

4.1. Introduction 90

4.2. Méthode 91

4.2.1. Participants 91

4.2.2. Procédure expérimentale 91

4.2.3. Méthode clinique 92

4.2.4. Méthode de laboratoire 92

4.2.5. Analyse statistique 92

4.3. Résultats 93

4.3.1. Répétabilité 93

4.3.2. Concordance 94

4.4. Discussion 97

4.4.1. Différences liées aux dispositifs 97

4.4.2. Différences liées au nombre de points utilisés 98

4.4.3. Répétabilité 98

4.4.3.1. Répétabilité des lags 99

4.4.3.2. Répétabilité des « accommodations toniques » 99

4.4.3.3. Répétabilité des CA/C 100

4.4.3.4. Répétabilité des AC/A 100

4.4.3.5. Répétabilité de la phorie de vision de loin – de la phorie à l'infini optique – de « la vergence tonique » de laboratoire 100

4.4.4. Concordance 101

4.4.4.1. Concordance des lags 101

4.4.4.2. Concordance des « accommodations toniques » 101

4.4.4.3. Concordance des CA/C 101

4.4.4.4. Concordance du AC/A calculé et du AC/A gradient 102

4.4.4.5. Concordance des AC/A de laboratoire de réponse et de stimulus 102

4.4.4.6. Concordance du AC/A calculé et du AC/A stimulus de laboratoire 102

4.4.4.7. Concordance du AC/A gradient et du AC/A stimulus de laboratoire 103

4.4.4.8. Concordance du AC/A réponse de laboratoire et du AC/A calculé 103

4.4.4.9. Concordance du AC/A réponse de laboratoire et du AC/A gradient 103
4.4.4.10. Concordance de la phorie de vision de loin – de la phorie à l'infini optique – de la « vergence tonique » de laboratoire 104

4.5. Conclusion 104

4.1. Introduction

L'état de l'art réalisé sur l'impact de la visualisation en relief sur le système oculomoteur a fait émerger une problématique inhérente à la détermination de cet impact. En effet, dans la littérature, l'exploration du système oculomoteur dans le cas d'une exposition à des dispositifs de visualisation en relief a été effectuée via diverses méthodes. Bien que les différentes approches utilisent les mêmes principes de base pour évaluer les paramètres oculomoteurs, elles se distinguent sur plusieurs points.

L'approche clinique utilise une routine d'examen permettant d'évaluer rapidement les paramètres oculomoteurs. Cette méthode est plus écologique que l'approche de laboratoire. Toutefois, la fiabilité et la répétabilité de ce type de mesure ne sont pas toujours optimales et sont dépendantes du test choisi. Les équipements de laboratoire permettent quant à eux une mesure indépendante de l'expérimentateur et un meilleur contrôle des stimulations. Les méthodes de laboratoire utilisent usuellement des dispositifs de mesure objectifs et des stimulations rigoureusement contrôlées. Elles sont généralement prises en référence. Partant de ces distinctions, la question s'est donc posée de savoir s'il pouvait être appréhendé de la même manière des mesures réalisées suivant une méthode clinique et d'autres suivant une méthode de laboratoire.

Il existe, au sein d'une même méthode, une palette de tests permettant d'évaluer chaque paramètre oculomoteur. C'est le cas, par exemple, pour la mesure clinique qui distingue le AC/A calculé et le AC/A gradient. Alors que les deux tests permettent d'évaluer la vergence accommodative par unité d'accommodation, chacun d'eux, de par sa procédure, ne donne pas accès exactement aux mêmes informations oculomotrices. Il convient donc, également, de cerner précisément les informations fournies par chacun des tests réalisés.

Les études ne justifient généralement pas les raisons pour lesquelles un type de méthode ou un type de test a été choisi plutôt qu'un autre. Le choix apparaît essentiellement déterminé par les moyens et les compétences détenus par les auteurs. Dans la littérature, quelques études comparent les deux types de méthodes. C'est notamment le cas dans les études portant sur la validation de tests cliniques où la technique de laboratoire est généralement utilisée comme référence. Ainsi, la procédure du CA/C clinique a déjà été comparée à celle du CA/C de laboratoire (Tsuetaki et Schor, 1987 ; Wick et Currie, 1991a). De même, l'utilisation d'une DOG de basse fréquence spatiale pour la mise en boucle ouverte du système accommodatif a été comparée à une vue Maxwellienne (Tsuetaki et Schor, 1987). En dehors de ces quelques études marginales, la comparaison des deux méthodes est rarement explorée. Il existe quelques études ayant comparé plusieurs tests d'une même méthode. Toutefois, il n'a jamais été réalisé d'étude globale permettant de comparer les deux méthodes et les différents tests, chaque étude ne donnant généralement accès qu'à une seule comparaison. Aussi, le lien pouvant exister entre les résultats obtenus par chacune des deux méthodes ou par les différents tests n'est pas clairement identifié.

L'objet de cette étude est donc de déterminer dans quelle mesure l'utilisation d'un type de méthode ou d'un type de test influence le résultat obtenu. L'objet est également de clarifier les

mécanismes en jeu lors de la mesure de chaque paramètre oculomoteur en fonction de la méthode et du test utilisés pour bien cerner ce qui est évalué dans chaque cas. L'enjeu est donc de faciliter la comparaison et la compréhension des résultats obtenus dans les différentes études réalisées à ce jour sur l'impact oculomoteur des dispositifs de visualisation en relief. Pour explorer cette question, une étude méthodologique a été réalisée. Elle consiste à comparer des données du système oculomoteur mesurées via différents tests cliniques et de laboratoire. Les tests choisis étaient ceux pouvant être à la fois traités en clinique et en laboratoire, mais également ceux permettant une analyse des différentes composantes fonctionnelles de l'accommodation, de la vergence et de leurs interactions. Ainsi a-t-il été choisi d'évaluer la phorie de vision de loin/la phorie à l'infini de laboratoire/« la vergence tonique », « l'accommodation tonique », le lag, le AC/A et le CA/C.

Parmi les facteurs susceptibles d'avoir une influence sur les paramètres moteurs, il peut être posé comme hypothèse que la composante proximale puisse avoir un impact sur les mesures obtenues (Hofstetter, 1942). En effet, dans les mesures cliniques et plus particulièrement au cours de certains tests, la réponse proximale fait partie intégrante des résultats (Wick, 1985). Dans les mesures de laboratoire, ce paramètre est contrôlé par l'utilisation de dispositifs permettant de maintenir la taille angulaire de l'image rétinienne constante (module de Badal). La réponse proximale diffère donc dans les deux types de mesures. D'un test mesurant un paramètre oculomoteur donné à un autre, la composante oculomotrice prise en compte peut différer (e.g. prise en compte du stimulus ou de la réponse du système oculomoteur). La seconde hypothèse est donc que la prise en compte d'une composante plutôt que d'une autre devrait influencer le résultat des tests. De plus, étant donné que la finesse de la mesure et que le nombre de points utilisé pour déterminer la mesure varient d'une méthode à l'autre, il est attendu que la précision de la méthode de laboratoire soit meilleure que celle de la méthode clinique. Ainsi, il est proposé que bien que le principe sur lequel repose les mesures reste le même quels que soient la méthode et le test réalisés, les valeurs obtenues suivant chaque méthode ou test devraient différer tout en restant cohérentes.

4.2. Méthode

4.2.1. Participants

Vingt et un sujets ont participé à l'étude, quinze hommes et six femmes âgés de 21 à 36 ans (moyenne d'âge : 27,5±4,5 ans). Les sujets ayant participé à l'expérimentation remplissaient les critères d'inclusion définis dans le paragraphe 3.6.

4.2.2. Procédure expérimentale

Tous les sujets ont participé à l'ensemble des tests afin de réaliser des comparaisons appariées. Chaque paramètre oculomoteur a été évalué au minimum par deux tests distincts. Les tests relatifs à chaque paramètre ont été comparés deux à deux en vue de préciser les mécanismes effectivement sollicités pour chaque type de test.

L'objet de cette étude étant de déterminer dans quelle mesure l'utilisation d'un type de méthode ou d'un type de test influence le résultat obtenu, il est nécessaire d'étudier la répétabilité

des tests utilisés. En effet, un test avec une mauvaise répétabilité risque de mettre en évidence des différences de résultats d'une mesure à une autre sans qu'elles soient réellement liées à une variation du paramètre oculomoteur investigué. Une analyse de la répétabilité de chaque test a donc été menée avant de réaliser leur comparaison. Pour ce faire, trois sujets ont suivi la procédure de mesure six fois avec au moins un jour d'intervalle entre chaque session de tests. Durant toute cette période, les sujets conservaient une activité quotidienne usuelle. Chaque session de tests était réalisée au même créneau horaire (à ±1 heure près).

L'ordre dans lequel les méthodes (clinique et laboratoire) et les tests pour chaque méthode ont été réalisés (la phorie de vision de loin/la phorie à l'infini de laboratoire/« la vergence tonique », « l'accommodation tonique », le lag, le AC/A et le CA/C) ont été randomisés pour chaque sujet.

4.2.3. Méthode clinique

La mesure des paramètres de vergence a été réalisée à l'aide de la méthode de Von Graefe suivant la procédure décrite en annexe 4. Il a été défini le AC/A de stimulus par la méthode du gradient +1,00 et par la méthode calculée (annexe 4). L'utilisation des deux ratios a pour but d'identifier la contribution de la composante proximale sur le ratio AC/A clinique. Le CA/C a été évalué en se basant sur la méthode décrite par Tsuetaki et Schor (1987) et Brautaset et Jennings (2006) (voir paragraphe 3.4.1.5). « L'accommodation tonique » a été déterminée au cours du test du CA/C, pendant l'exposition à la DOG de basse fréquence spatiale (voir les paragraphes 3.4.1.6 et 3.4.1.5). Le lag a été mesurée en réalisant une Nott skiascopie (annexe 4).

4.2.4. Méthode de laboratoire

L'ensemble des tests a été réalisé avec l'haploscope décrit au paragraphe 3.2.3. Les procédures associées aux différents tests : AC/A, CA/C, phorie à l'infini, « vergence tonique », « accommodation tonique » et lag suivent exactement celles décrites précédemment dans les paragraphes 3.4.2.2 à 3.4.2.7. Le traitement des données de laboratoire était réalisé suivant les procédures exposées au paragraphe 3.5.2.

4.2.5. Analyse statistique

Pour déterminer si la valeur du paramètre oculomoteur étudié variait d'une mesure à l'autre, il a été réalisé une Anova à mesures répétées sur les différentes itérations d'un même test. Pour chaque Anova, les DDL associés sont F (2, 10). Le coefficient de répétabilité a également été déterminé. Ce coefficient, issu de la méthode de Bland-Altman (voir annexe 5), est basé sur l'écart-type intra-sujet et est calculé suivant l'expression : 1,96 x $\sqrt{2}$ x S, où S est l'écart-type intra-sujet (McAlinden et al., 2011). Le coefficient de répétabilité donne l'intervalle de confiance de la mesure. Ainsi, plus le coefficient est proche de zéro, meilleure est la répétabilité de la mesure.

La différence entre les divers tests oculomoteurs a été analysée à l'aide d'un t-test apparié bilatéral à 17 DDL sauf pour la comparaison des « accommodations toniques » qui est à 16 DDL du fait d'une perte de données sur la mesure clinique. $P < 0,05$ était considéré comme significatif. Afin

de contrôler l'apparition de faux positifs liés à la comparaison multiple, une correction du taux de fausses découvertes (false discovery rate - FDR) a été considérée (Benjamini et Hochberg, 1995 ; Benjamini et Yekutieli, 2001). Enfin, la méthode de Bland-Altman a été utilisée pour déterminer la concordance entre les différents tests (Bland et Altman, 1986 ; Grenier et al., 2000 ; McAlinden et al., 2011) (voir annexe 5). Cette analyse détermine le biais et les limites de concordance existant entre deux échantillons de mesures. Le biais est défini par la moyenne des différences observées. Les limites de concordance sont définies par l'intervalle de confiance à 95 % des différences existant entre les deux échantillons de mesures. Le coefficient de concordance découle de cet intervalle, l'intervalle représentant deux fois le coefficient de concordance. Le biais et le coefficient de concordance doivent être les plus faibles possibles pour mettre en évidence une bonne concordance entre deux échantillons de mesures. Les coefficients de concordances ne peuvent être comparés entre eux que pour un même paramètre oculomoteur investigué. Ainsi pour être comparés, les coefficients de concordances nécessitent qu'un même paramètre ait été mesuré suivant au minimum trois méthodes. Dans cette étude, seuls les coefficients de concordance associés au AC/A et à la « vergence tonique » ont été effectué avec au moins trois méthodes et peuvent ainsi être discutés entre eux. Les autres coefficients de concordances sont discutés au regard de la littérature.

4.3. Résultats

Deux sujets ont été exclus de l'étude du fait du grand taux de perte de données du PowerRef II. Ceci peut s'expliquer par une fente palpébrale trop petite ou une pupille trop grande. Un troisième sujet a été exclu du fait de spasmes accommodatifs qui interféraient avec les mesures.

4.3.1. Répétabilité

Les moyennes de chaque mesure et leur déviation standard sur les six jours de test sont présentées dans le tableau 3. Le tableau précise également les résultats de l'Anova à mesures répétées ainsi que le coefficient de répétabilité de chaque test.

Méthodes	Moy	ET	F	p	COR (±)
Lag clinique (D)	0,194	0,202	0,620	0,688	0,575
Lag de laboratoire (D)	0,808	0,497	0,837	0,552	0,607
Accommodation tonique clinique (D)	1,670	1,078	0,298	0,903	1,513
Accommodation tonique de laboratoire (D)	1,005	0,313	0,526	0,752	0,547
CA/C clinique (D/AM)	0,452	0,408	1,101	0,418	0,881
CA/C de laboratoire (D/AM)	0,443	0,098	1,700	0,222	0,263
AC/A calculé clinique (AM/D)	0,814	0,087	0,964	0,483	0,232
AC/A gradient clinique (AM/D)	0,348	0,194	0,781	0,585	0,504
AC/A de stimulus de laboratoire (AM/D)	0,605	0,110	0,381	0,851	0,175
AC/A de réponse de laboratoire (AM/D)	0,889	0,125	0,317	0,892	0,277
Phorie VL clinique (AM)	0,115	0,180	1,000	0,465	0,196
Phorie à infini optique de laboratoire (AM)	0,957	0,321	2,800	0,078	0,496
Vergence tonique de laboratoire (AM)	0,798	0,273	0,783	0,584	0,215

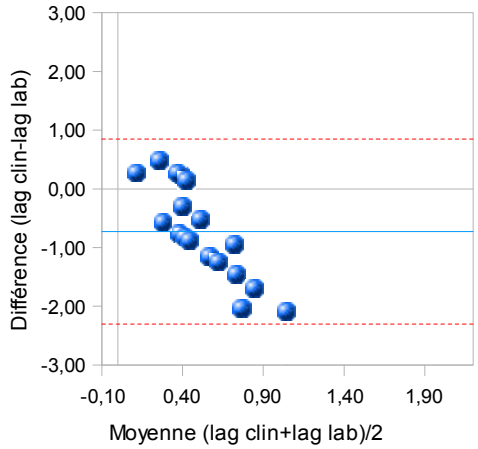
Tableau 3 : Répétabilité des mesures des paramètres oculomoteurs

« Moy » représente la moyenne des mesures, « ET » l'écart-type, « F » le résultat du test de Fisher, « p » la significativité et « COR » le coefficient de répétabilité.

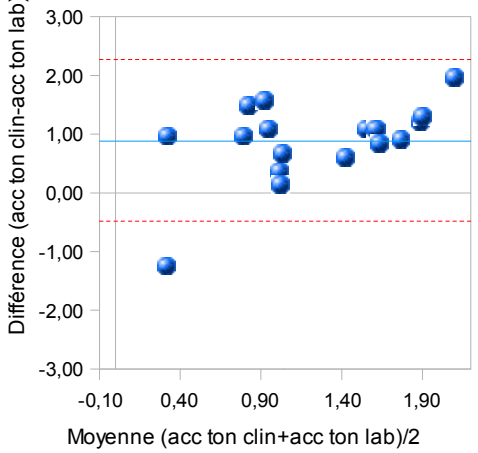
Les résultats de l'Anova à mesures répétées sont tous non significatifs, il n'est donc pas nécessaire d'appliquer une correction du taux de fausses découvertes. Ainsi, il ne semble pas y avoir d'effet de la répétition de la mesure sur les valeurs des paramètres oculomoteurs. Les coefficients de répétabilité varient pour un même paramètre oculomoteur. Ainsi, par exemple, il est compris entre ±0,175 et ±0,504 AM/D pour le AC/A. Pour la plupart des paramètres investigués, la répétabilité est meilleure pour la mesure de laboratoire que pour la mesure clinique.

4.3.2. Concordance

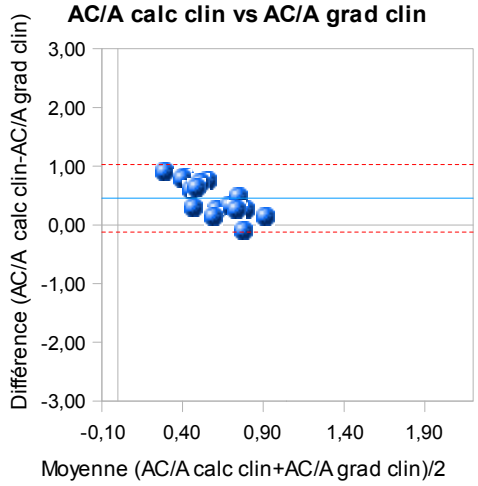
La figure 35 présente les analyses de concordance des différents tests oculomoteurs effectués. Les limites de concordance varient d'un paramètre oculomoteur à l'autre.



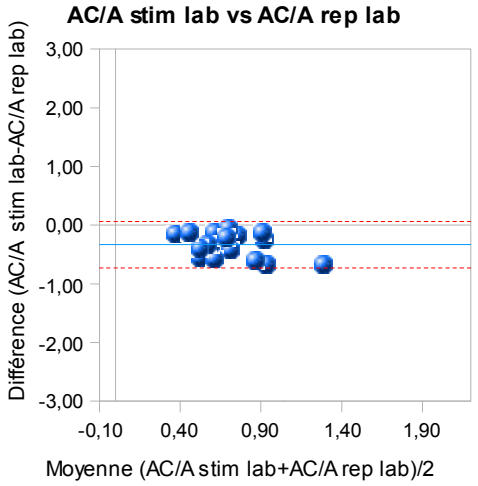
— Biais = -0,793* --- IC 95% = [0,859;-2,301]



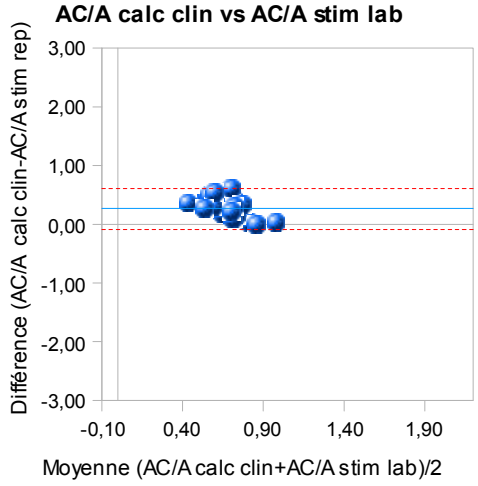
— Biais = +0,891* --- IC 95% = [2,269;-0,486]



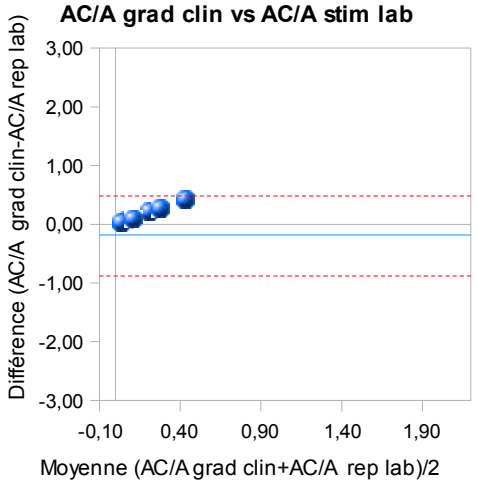
— Biais = +0,463* --- IC 95% = [1,027;-0,100]



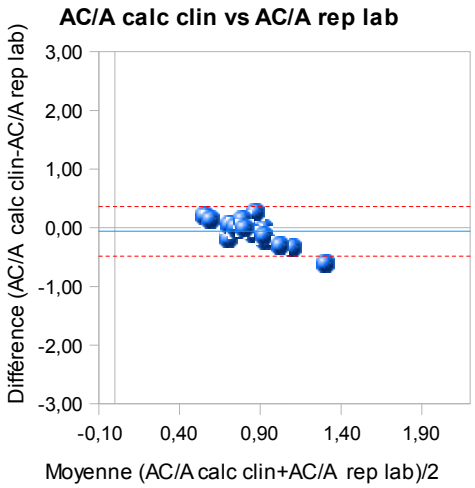
— Biais = -0,331* --- IC 95% = [0,060;-0,721]



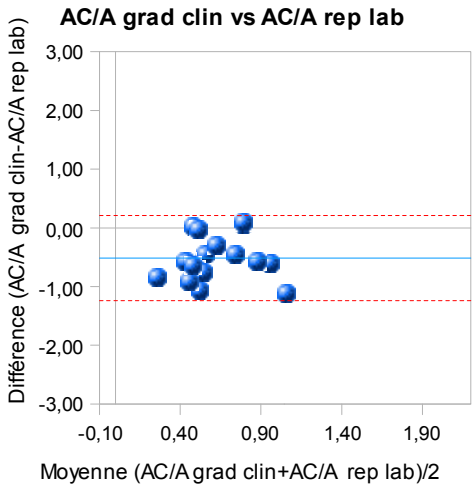
— Biais = +0,227* --- IC 95% = [0,622;-0,070]



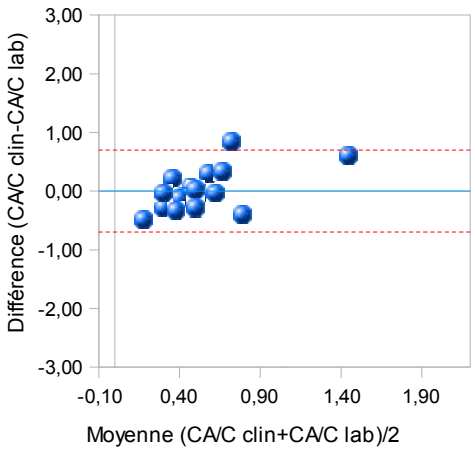
— Biais = -0,187* --- IC 95% = [0,505;-0,879]



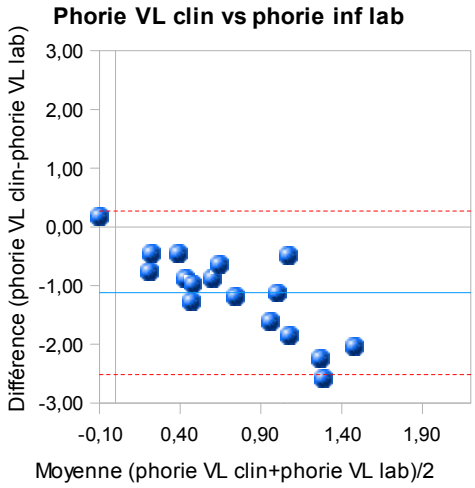
— Biais = -0,054 --- IC 95% = [0,368;-0,476]



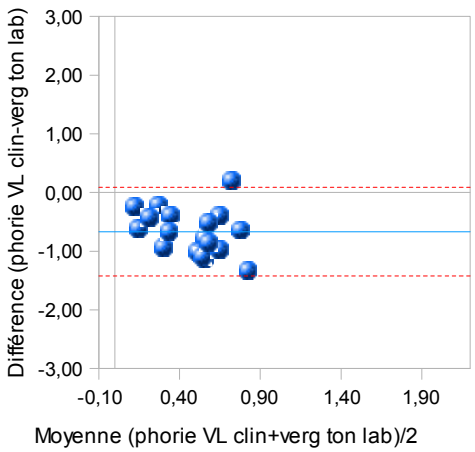
— Biais = -0,518* --- IC 95% = [0,213;-1,248]



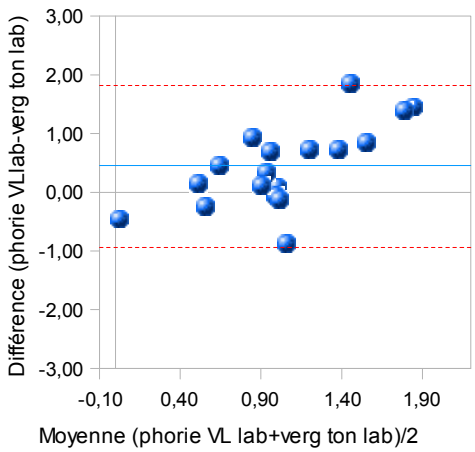
— Biais = 0,007 --- IC 95% = [0,695;-0,681]



— Biais = -1,112* --- IC 95% = [0,277;-2,500]



— Biais = -0,658* --- IC 95% = [0,103;-1,420]



— Biais = 0,453* --- IC 95% = [1,834;-0,927]

Figure 35 : Analyse de Bland-Altman

L'astérisque, parfois associé aux biais, réfère à une différence significative entre les deux tests comparés. IC 95% correspond à l'intervalle de confiance à 95%, c'est-à-dire à la limite de concordance entre les deux tests.

La comparaison deux à deux des tests oculomoteurs, leurs différences et leur coefficient de concordance sont présentés dans le tableau 4, ci-dessous.

Méthodes	Différences moyennes (biais)	t	p	p_{corr}	COC (±)
Lag clinique vs lag de laboratoire (D)	-0,793	-4,248	0,0006*	0,0009*	1,580
Accommodation tonique clinique vs accommodation tonique de laboratoire (D)	+0,891	5,229	< 0,0001*	< 0,0012*	1,378
CA/C clinique vs CA/C de laboratoire (D/AM)	0,007	0,084	0,9341	0,9341	0,688
AC/A calculé clinique vs AC/A gradient clinique (AM/D)	+0,463	6,842	< 0,0001*	< 0,0012*	0,563
AC/A de stimulus de laboratoire vs AC/A de réponse de laboratoire (AM/D)	-0,331	-7,047	< 0,0001*	< 0,0012*	0,390
AC/A calculé clinique vs AC/A de stimulus de laboratoire (AM/D)	+0,227	6,651	< 0,0001*	< 0,0012*	0,346
AC/A gradient clinique vs AC/A de stimulus de laboratoire (AM/D)	-0,187	-2,245	0,0383*	0,0456*	0,692
AC/A calculé clinique vs AC/A de réponse de laboratoire (AM/D)	-0,054	-1,069	0,3001	0,3001	0,422
AC/A gradient clinique vs AC/A de réponse de laboratoire (AM/D)	-0,518	-5,891	< 0,0001*	< 0,0012*	0,731
Phorie VL clinique vs phorie infini de laboratoire (AM)	-1,112	-6,657	< 0,0001*	< 0,0012*	1,389
Phorie VL clinique vs vergence tonique de laboratoire (AM)	-0,658	-7,188	< 0,0001*	< 0,0012*	0,762
Phorie infini de laboratoire vs vergence tonique de laboratoire (AM)	+0,453	2,730	0,0142*	0,0189*	1,381

Tableau 4 : Comparaison des tests par paramètre oculomoteur

« t » correspond au résultat du test de Student et « p_{corr} » à la probabilité corrigée via la méthode de Benjamini. « COC » représente le coefficient de concordance. Les astérisques noirs mettent en évidence les paramètres pour lesquels la différence est significative sans l'application de la correction. Les astérisques rouges mettent en évidence les paramètres pour lesquels la différence est significative après correction de Benjamini.

Les tests de laboratoire et les tests cliniques présentent, pour la plupart, des différences significatives. Les coefficients de concordances varient pour un même paramètre oculomoteur. Ainsi, par exemple, il est compris entre ±0,346 et ±0,731 D pour le AC/A.

4.4. Discussion

4.4.1. Différences liées aux dispositifs

Les paramètres oculomoteurs ont été évalués via deux types de méthodes et via plusieurs

tests. La distinction entre les deux méthodes se joue au niveau des moyens de stimulation et/ou de recueil des données. Le recueil des données a été réalisé suivant des dispositifs différents lors des mesures cliniques et de laboratoire, sauf pour le CA/C. La résolution de la mesure clinique est différente de celle de la mesure de laboratoire. Ainsi, la mesure clinique de la vergence a une résolution de 0,57° (soit 1 DP) alors qu'elle est inférieure à 0,01° avec l'haploscope. La résolution de la mesure de l'accommodation par la méthode clinique est de 0,25 D tandis qu'elle est inférieure à 0,01 D par le PowerRef. Ainsi, la mesure clinique peut conduire à une mesure artificiellement stable en cas de valeurs réelles du paramètre oculomoteur se modifiant d'une quantité inférieure au pas de mesure. Les variations des paramètres oculomoteurs liées par exemple à une visualisation en relief ou à la mise en place d'un processus adaptatif doivent donc être suffisamment grandes pour être discriminables par les tests cliniques. On peut cependant estimer que des variations en deçà de la résolution de la mesure ne devraient avoir qu'un impact minimal sur les observateurs. Outre, une stabilité artificielle, la mesure clinique peut également présenter une mauvaise répérétabilité du fait d'une mesure artificiellement instable en cas de valeurs réelles du paramètre oculomoteur comprises dans la zone de transition entre deux crans de mesure. La finesse de la mesure de laboratoire permet, quant à elle, de mieux rendre compte de faibles variations oculomotrices. Ces éléments sont à prendre en considération lors de l'analyse de la répétabilité des différentes méthodes.

Il est à noter que dans l'étude de la répétabilité de la mesure, les variations dues à la mesure et celles dues au paramètre oculomoteur ne peuvent pas être distinguées. Il est donc difficile de déterminer si une mauvaise répétabilité résulte de la mesure elle-même ou du paramètre, à moins que le paramètre oculomoteur ait pu être évalué avec une autre méthode de mesure.

4.4.2. Différences liées au nombre de points utilisés

Outre la finesse de la mesure, le nombre de points utilisés pour réaliser les mesures varie d'une méthode à l'autre. Certains tests, comme les ratios AC/A et CA/C, sont évalués en clinique par la différence entre deux mesures. Les ratios auraient pu être évalués en prenant plus de points mais cela n'aurait pas été représentatif des procédures de routine clinique. La méthode de laboratoire utilise, quant à elle, de nombreux points, de 6 à 11 points, pour déterminer la droite de régression donnant accès aux ratios. De plus, chaque mesure clinique a été réalisée, comme dans la pratique optométrique classique, une seule fois. Les mesures de laboratoire ont quant à elles été réalisées quatre fois pour affiner la mesure tout en maintenant une durée d'examen limitée (≈ 35 min). Il est évidemment possible de répéter les mesures cliniques. C'est d'ailleurs généralement le cas dans les études de recherche. Toutefois, cela ne reflète pas les données telles qu'elles peuvent être présentées dans un dossier de suivi d'un patient.

La résolution des mesures et le nombre de points utilisés donnent ainsi, une plus grande fiabilité aux mesures de laboratoire qui sont d'ailleurs classiquement considérées comme faisant référence (Rosenfield et al., 1993 ; Jaschinski et al., 1999).

4.4.3. Répétabilité

Bien qu'il n'y ait d'effet de la répétition de la mesure sur aucun des tests réalisés, les

coefficients de répétabilité sont variables d'un test à l'autre. Pour la plupart des paramètres investigués, la répétabilité est meilleure pour la mesure de laboratoire que pour la mesure clinique.

4.4.3.1. Répétabilité des lags

Dans notre étude, la répétabilité des mesures de lags entre la méthode clinique et la méthode de laboratoire sont très proches avec un coefficient de répétabilté autour de ±0,6 D. Le coefficient de la mesure clinique est accord avec l'étude de Antona et al. (2009) qui avaient trouvé un coefficient de répétabilité de ±0,66 D pour la Nott skiascopie. Dans la littérature, les mesures de laboratoire du lag sont statiques, tandis que la méthode de laboratoire utilisée dans la présente étude est « dynamique ». En effet, cette dernière met en oeuvre un stimulus accommodatif mobile se déplaçant de 0 à 5 D. Toutefois, le déplacement de la cible était suffisamment lent pour être bien suivi (0,4 D/s) par la composante lente de l'accommodation réflexe (Hung et Ciuffreda, 1988 ; Khosroyani et Hung, 2002). La comparaison des coefficients de répétabilité vis-à-vis de la littérature est donc discutable, on notera seulement que le coefficient de répétabilité obtenu dans notre étude est en deçà de celui observé dans l'étude de Antona et al. (2009) évalué à ± 1,00 D.

4.4.3.2. Répétabilité des « accommodations toniques »

« L'accommodation tonique » clinique trois fois moins bonne que celle de « l'accommodation tonique » de laboratoire. L'écart-type de la mesure est également très important au vu de la grandeur mesurée. Pourtant comme pour « l'accommodation tonique » de laboratoire, elle est évaluée avec un optomètre offrant une mesure objective avec une résolution de 0,01 D. Les valeurs moyennes observées via la méthode clinique restent cependant comparables à celles retrouvées dans la littérature où « l'accommodation tonique » est estimée entre 1 et 1,5 D (Toates, 1972 ; Schor et al., 1984b). La faible répétabilité du test pourrait être imputée à la stimulation utilisée pour la mesure. La cible utilisée était une DOG verticale de 0,2 cpd présentée sur un carton de 15x10 cm placé à 40 cm du sujet. Il s'agissait du même type de cible que celle utilisée dans l'étude de Tsuetaki et Schor (1987) puis reprise par Rosenfield (1989), Wick (1991a) puis Brautaset et Jennings (2006). Il s'agit d'ailleurs d'une cible commercialisée par les distributeurs en matériel d'optométrie. De plus, l'utilisation d'une cible de basse fréquence est d'ores et déjà reconnue pour ne pas stimuler le reflexe accommodatif (Charman et Tucker, 1977). Ainsi, les conditions dans lesquelles a été utilisée la cible pourraient être à l'origine des variations importantes de la réponse « tonique ». Bien que le sujet ait été placé dans les mêmes conditions d'un jour à l'autre, il est envisageable que les conditions photopiques, permettant la perception des bords de la cible, puissent induire une réponse accommodative. Dans l'étude de Tsuetaki et Schor (1987), la luminance était de 15 cd/m², elle était de 50 cd/m² dans l'étude de Rosenfield (1989), les autres études ne la précisent pas ou mentionnent seulement que la mesure était réalisée dans un éclairage réduit sans indiquer son niveau (Wick et Currie, 1991a ; Brautaset et Jennings, 2006). Cette hypothèse de conditions photopiques à l'origine d'une stimulation proximale pouvant interférer avec la mesure accommodative a été mise en avant par le passé dans l'étude de Rosenfield (1989) qui n'avait pas pu mettre en évidence de corrélation entre l'accommodation mesurée dans le noir et l'accommodation mesurée pendant l'exposition à une DOG. Toutefois, cette hypothèse nécessite une investigation plus poussée pour réellement

discriminer les limites d'utilisation d'une telle cible.

4.4.3.3. Répétabilité des CA/C

Le CA/C clinique, utilisant également les propriétés de la cible « d'accommodation tonique » présente, de fait, une répétablité également près de trois moins bonne que celle du CA/C de laboratoire. Malgré tout, la valeur moyenne du CA/C clinique reste comparable à celle trouvée dans la littérature qui est d'environ 0,5 D/AM (Tsuetaki et Schor, 1987 ; Wick et Currie, 1991a ; Scheiman et Wick, 2002).

4.4.3.4. Répétabilité des AC/A

La répétabilité des diverses méthodes de mesure du AC/A est comprise entre ±0,175 et ±0,504 AM/D. La meilleure répétabilité est obtenue pour le AC/A de stimulus. Bien que le AC/A de réponse soit obtenu au cours de la même procédure de test, il détient une répétabilité légèrement moins bonne. La différence de répétabilité serait ainsi à imputer à la mesure de l'accommodation réponse par l'optomètre puisqu'il s'agit du seul paramètre qui diffère entre les deux types de tests. Le test ayant la moins bonne répétabilité est le AC/A gradient clinique. Bhoola et al. (1995) avaient déjà mis en évidence la grande variabilité du AC/A gradient. Cette variabilité s'explique par le protocole sur lequel repose ce test. Le gradient implique deux mesures de phories en vision de près, tandis que les autres tests combinent la phorie de vision de près avec une ou plusieurs phorie de vision de loin. Or, la phorie de près est un paramètre moins stable que la phorie de vision (Ciuffreda et Kenyon, 1983), ce qui explique la moins répétabilité du AC/A gradient clinique vis-à-vis des autres tests du AC/A investigués dans la présente étude.

4.4.3.5. Répétabilité de la phorie de vision de loin – de la phorie à l'infini optique – de « la vergence tonique » de laboratoire

La répétabilité des diverses méthodes permettant d'appréhender la composante « tonique » de la vergence est comprise entre ±0,196 et ±0,496 AM. La meilleure répétabilité est obtenue pour la mesure de la phorie de vision de loin clinique. Cette bonne concordance est à nuancer avec le fait que, contrairement à la phorie à l'infini optique et à la « vergence tonique » de laboratoire, la phorie VL clinique ne repose que sur une mesure faite avec un dispositif ayant une résolution limitée. Comme indiquée précédemment, ces paramètres peuvent jouer en faveur d'une mesure artificiellement stable. Bien que le dispositif expérimental ait été identique pour la phorie à l'infini optique et la « vergence tonique » de laboratoire, la répétabilité est plus de deux fois meilleure pour la « vergence tonique » de laboratoire que pour la phorie à l'infini optique. La phorie de laboratoire à l'infini optique représente l'ordonnée à l'origine de la droite de régression mettant en relation la vergence accommodative et le stimulus accommodatif. L'obtention de la valeur de la phorie à l'infini optique émerge donc de 24 mesures (6 stimulations accommodatives x 4 répétitions) alors que la « vergence tonique » n'est issue du moyennage que de quatre mesures. Comme évoqué précédemment, cela peut jouer en faveur d'une « vergence tonique » artificiellement stable vis-à-vis de la phorie à l'infini optique.

4.4.4. Concordance

Le niveau des coefficients de répétabilité sont à prendre en considération pour l'analyse de la concordance entre deux tests. En effet, la concordance entre deux tests ne peut être plus grande que la répétabilité de chacun des deux tests.

4.4.4.1. Concordance des lags

Le coefficient de concordance obtenu entre le lag clinique et le lag de laboratoire est de ±1,58 D. Pourtant, Rosenfield et al. (1996) avaient observé un coefficient de concordance de ±0,65 D entre les lags par la Nott skiascopie et par optomètre infrarouge. L'étude avait été réalisée pour un effectif et une population d'âge proche de ceux de notre étude. La procédure clinique étant similaire à celle utilisée dans l'étude de Rosenfield et al. et les valeurs observées étant proches de celles mentionnées dans la littérature (Locke et Somers, 1989 ; Gabriel et Mutti, 2009), la faible concordance observée dans notre cas, serait donc à imputer à la procédure de laboratoire qui diffère de celle utilisée dans l'étude de Rosenfield et al.. Alors que la méthode clinique ou la méthode de laboratoire utilisée par Rosenfield et al. (1996) est « statique » et obtenue pour une cible accommodative fixe en un point donné (cible fixée à 40 cm), la méthode de laboratoire utilisée dans la présente étude est « dynamique ». Le lag serait donc dépendant de la procédure de mesure utilisée. Plus les procédures s'éloignent d'une méthode à l'autre, plus la concordance entre ces méthodes est faible. De plus, la valeur de laboratoire est obtenue à partir de la droite de régression de la réponse accommodative en fonction du stimulus accommodatif (stimulus variant de 0 à 5 D). Il ne s'agit donc pas d'une mesure ponctuelle. Enfin, dans la méthode clinique la stimulation est binoculaire tandis qu'elle est monoculaire en mesure de laboratoire. Or, il est montré qu'une stimulation binoculaire améliore la précision de la focalisation (Seidemann et Schaeffel, 2003). Ce phénomène est en faveur de la plus faible valeur de lag observée en mesure clinique. Etant donnés les résultats obtenus et le grand impact des procédures de mesure sur les valeurs de lag, il ne peut être fait d'amalgame entre le lag clinique et le lag de laboratoire dynamique.

4.4.4.2. Concordance des « accommodations toniques »

La concordance entre les deux méthodes de mesure de « l'accommodation tonique » est de ±1,378 D. Ce coefficient ne peut-être comparé à la littérature puisque jusqu'à présent aucune étude ne fait référence à un coefficient de concordance pour ce paramètre.

4.4.4.3. Concordance des CA/C

Il n'a pas été observé de différence entre le CA/C clinique et le CA/C de laboratoire. Ceci est en accord avec de précédentes études qui montraient une corrélation significative entre les deux méthodes (Tsuetaki et Schor, 1987 ; Wick et Currie, 1991a). Toutefois, il faut rappeler que le CA/C clinique repose notamment sur la valeur de « l'accommodation tonique » qui présente de grandes variations d'une mesure à l'autre et que le nombre de points utilisé pour chacune des méthodes diffère (2 vs 11). Ainsi, il est possible que la différence non significative relève plus d'une mesure clinique insuffisamment précise (écart-type grand) que de l'accord réel entre les résultats des deux

méthodes. Le coefficient de concordance entre les deux tests est de ±0,688 D/AM. Ce coefficient est à contrebalancer avec le coefficient de répétabilité du test clinique (±0,881 D/AM). La concordance entre les deux méthodes doit donc être en deçà de celle suggérée par le coefficient de concordance. Les résultats observés sont en faveur d'une étude plus poussée du CA/C clinique pour mieux définir, au même titre que pour « l'accommodation tonique », les conditions optimales de réalisation du test. Des informations méthodologiques complémentaires sont nécessaires pour réellement envisager l'intégration de ce test dans une routine clinique.

4.4.4.4. Concordance du AC/A calculé et du AC/A gradient

Les valeurs obtenues pour le AC/A calculé et pour le AC/A gradient sont proches de celles observées dans la littérature (Morgan, 1944c ; Bhoola et al., 1995). La comparaison des deux ratios est en faveur d'une valeur plus importante pour le AC/A calculé que pour le AC/A gradient. La différence moyenne observée est 0,463 AM/D. Ce résultat est en accord avec la littérature qui indique qu'à 40 cm, la part de la vergence proximale est d'environ 0,5 AM (Morgan, 1944b, cité par Wick, 1985 ; Bhoola et al., 1995). De plus, on observe que la répétabilité du AC/A calculé est deux fois meilleure que celle observée pour le AC/A gradient. Ces résultats sont en accord avec ceux observés par Manas et Shulman (1954, cité par Ciuffreda et Kenyon, 1983) ce qui serait expliqué par le fait que la phorie de près, particulièrement impliquée lors de la mesure du gradient, est moins stable que la phorie de vision de loin (Ciuffreda et Kenyon, 1983).

4.4.4.5. Concordance des AC/A de laboratoire de réponse et de stimulus

La comparaison entre le AC/A de réponse et le AC/A de stimulus est l'une de celles qui présentent le coefficient de concordance le plus bas. Cette bonne concordance, au biais près, est en accord avec les corrélations observées dans la littérature (Alpern et al., 1959 ; Flom, 1960b). Elle peut être attribuée au fait que l'évaluation des deux ratios ait été réalisée dans le même dispositif de laboratoire (conditions d'évaluation identiques et résolution des mesures identique) et que le nombre de points utilisés pour leur détermination était identique. Cependant, il existe une différence entre les deux types d'évaluation du AC/A. Cette différence est la conséquence directe du fait que la réponse accommodative diffère du stimulus accommodatif. En effet, il a été montré précédemment qu'il existait un lag significativement différent de zéro. La présence de ce lag indique que la réponse accommodative est en deçà du stimulus accommodatif. Ainsi, la gamme de réponse accommodative est inférieure au stimulus accommodatif, le dénominateur du ratio de réponse s'en trouve diminué ce qui a pour conséquence directe d'augmenter le ratio. Une fois encore, ce résultat est en accord avec la littérature (Alpern et al., 1959 ; Cooper et al., 1982 ; Scheiman et Wick, 2002 ; Daum et McCormack, 2006).

4.4.4.6. Concordance du AC/A calculé et du AC/A stimulus de laboratoire

En moyenne, le AC/A calculé clinique diffère du AC/A stimulus de laboratoire. Les deux méthodes présentent cependant le meilleur coefficient de concordance d'entre tous les tests du AC/A. Dans les deux méthodes, le AC/A considéré est du type AC/A de stimulus. Ainsi, la différence

observée résulte d'une vergence accommodative différente d'une méthode à l'autre. Ceci est lié au fait que la réponse proximale joue un rôle essentiel dans la mesure clinique (Hofstetter, 1942 ; Ogle et Martens, 1957 ; Ciuffreda et Kenyon, 1983 ; Morgan, 1983 ; Scheiman et Wick, 2002), alors que son impact est limité dans le cas de la mesure de laboratoire. Ainsi, la vergence accommodative évaluée via la méthode clinique doit être plus grande que lors de la mesure de laboratoire. Ce qui, de fait, implique un AC/A calculé plus grand que le AC/A stimulus de laboratoire.

4.4.4.7. Concordance du AC/A gradient et du AC/A stimulus de laboratoire

Les AC/A gradient et AC/A stimulus de laboratoire sont significativement différents. Le AC/A gradient est inférieur au AC/A stimulus de laboratoire. Pour les deux AC/A, la composante proximale est inhibée. Pour le AC/A gradient, la distance de stimulation restant constante, il peut donc être supposé que la composante proximale est identique tout au long de la mesure et n'affecte donc pas le ratio. Pour le AC/A de stimulus de laboratoire, le Badal permet de maintenir constante la taille angulaire de la cible quelle que soit sa position, il peut donc être supposé que seule une réponse instrumentale puisse être mise en jeu. Or, cette réponse est supposée constante, le contexte instrumental restant identique tout au long du test. Cette composante accommodative ne devrait pas influencer le AC/A stimulus de laboratoire. Une différence entre les deux méthodes est la gamme d'accommodation à partir de laquelle le ratio est déterminé. La gamme de stimulus accommodatif est de 0 à 5 D pour le AC/A stimulus de laboratoire, tandis qu'il n'est que de 1,5 à 2,5 D pour le AC/A gradient clinique. Bien que le AC/A soit dit linéaire, il a été mis en évidence que le AC/A gradient présentait une grande variabilité (Bhoola et al., 1995) (confirmée par notre coefficient de répétabilité) et que la linéarité par cette méthode ne serait pas assurée (Ogle et Martens, 1957).

4.4.4.8. Concordance du AC/A réponse de laboratoire et du AC/A calculé

Le AC/A réponse de laboratoire décrit le mécanisme élémentaire du couplage accommodation-vergence (i.e. la réponse de vergence à une réponse accommodative). Comme il n'est pas observé de différence entre le AC/A calculé clinique et le AC/A réponse de laboratoire, il pourrait être envisagé que le AC/A calculé donne également accès au mécanisme élémentaire du couplage. Or, il a été évoqué précédemment qu'entre la mesure clinique et la mesure de laboratoire, la vergence accommodative n'était pas la même. De plus, l'accommodation considérée diffère puisqu'il existe un lag accommodatif. Ainsi, malgré l'absence de différence dans la comparaison des mesures, les deux ratios ne peuvent être considérés comme équivalents. Cette égalité apparente est liée à une combinaison d'effets opposés entre la réponse proximale et l'accommodation considérée. D'une part, la réponse proximale conduit à une vergence accommodative plus élevée en clinique qu'en laboratoire, d'autre part, l'accommodation considérée (stimulus) conduit à un dénominateur plus élevé en clinique qu'en laboratoire. Dans notre cas, ces effets opposés ont conduit à des ratios de valeurs similaires.

4.4.4.9. Concordance du AC/A réponse de laboratoire et du AC/A gradient

Au vue de ce qui a été évoqué précédemment, la différence existant entre le AC/A gradient

clinique et le AC/A de réponse de laboratoire se justifie. D'une part, l'accommodation considérée diffère, l'un exploite le stimulus accommodatif (AC/A gradient), tandis que l'autre exploite la réponse accommodative (AC/A réponse de laboratoire). D'autre part, la gamme d'accommodation à partir de laquelle les ratios sont déterminés est différente. Et enfin, la variabilité de la mesure et son caractère non linéaire conduisent à une différence significative entre les deux ratios. De précédentes études ayant comparé les deux ratios mettaient d'ailleurs en évidence l'absence de coefficient de corrélation entre les deux types de mesures (Bhoola et al., 1995 ; Rainey, 2000).

4.4.4.10. Concordance de la phorie de vision de loin – de la phorie à l'infini optique – de la « vergence tonique » de laboratoire

La phorie de loin mesurée par la méthode clinique concorde avec les normes répertoriées dans la littérature. La phorie de laboratoire à l'infini optique est quant à elle très convergente. La concordance entre les deux méthodes est d'ailleurs parmi l'une des plus faibles. Des valeurs de phories proches de celles trouvées durant notre étude ont déjà été mises en évidence par le passé (Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987). De plus, Hofstetter a mis en évidence, en 1942, une position plus convergente à l'infini optique qu'en utilisant une réelle cible lointaine. Ce phénomène serait à imputer à la réponse instrumentale (Fry, 1983). Ainsi, la réponse instrumentale induite par la visualisation dans un dispositif tel qu'un haploscope, ne dispensant aucun indice de distance, serait plus importante qu'avec un réfracteur au travers duquel le sujet voit une cible lointaine avec des repères visibles de distance. Selon Hofstetter (1951), ce problème serait résolu par l'utilisation de lignes ou de points lumineux dans un champ noir. Ceci explique pourquoi, la « vergence tonique » de laboratoire, évaluée à l'aide de points lumineux de faibles dimensions dans un champ noir, conduit à une valeur significativement plus divergente que la phorie de laboratoire à l'infini optique. La valeur moyenne observée pour la « vergence tonique » est en concordance avec la littérature. Ainsi, comme attendu, la phorie de loin clinique est plus divergente que la « vergence tonique » de laboratoire du fait de la divergence accommodative présente lors de la mesure de la phorie de vision de loin (Rosenfield et Ciuffreda, 1990).

4.5. Conclusion

Les principales différences ou similitudes entre les tests oculomoteurs pratiqués selon une procédure clinique ou de laboratoire sont rappelées dans le tableau ci-dessous :

Faits observés	Origine proposée
Faible concordance entre lag clinique et lag de laboratoire	Procédures utilisées très différentes
Répétabilité accommodation tonique clinique << accommodation tonique de	Conditions d'utilisation de la cible clinique non définies

laboratoire	
CA/C clinique = CA/C de laboratoire	Masque cependant l'imprécision de la mesure clinique liée à la cible clinique
AC/A calculé clinique > AC/A gradient clinique	Vergence proximale mise en jeu pour le AC/A calculé et non pour le AC/A gradient
AC/A de stimulus de laboratoire < AC/A de réponse de laboratoire	Gamme d'accommodation prise en compte différente, existence d'un lag
AC/A calculé clinique > AC/A de stimulus de laboratoire et concordance ++	Vergence proximale mise en jeu pour le AC/A calculé et non pour le AC/A de stimulus de laboratoire Stimulus accommodatif considéré dans les deux cas
AC/A gradient clinique < AC/A de stimulus de laboratoire	Non expliqué mais mise en cause de la répétabilité du AC/A gradient et de sa linéarité
AC/A calculé clinique = AC/A de réponse de laboratoire	Discutable car les ratios diffèrent par la gamme d'accommodation prise en compte et la vergence proximale mise en jeu
AC/A gradient clinique < AC/A de réponse de laboratoire	Non expliqué mais mise en cause de la répétabilité du AC/A gradient et de sa linéarité en plus de la gamme d'accommodation prise en compte différente pour chaque ratio
Phorie VL clinique < phorie infini de laboratoire	Vergence instrumentale mise en jeu pour une cible à l'infini optique > à celle pour une cible réellement au loin
Phorie VL clinique < vergence tonique de laboratoire	Divergence accommodative existant pendant la mesure de la phorie de vision de loin
Phorie infini de laboratoire > vergence tonique de laboratoire	Utilisation de cibles permettant de limiter la réponse instrumentale lors de la vergence tonique de laboratoire

L'exploration clinique et de laboratoire ainsi que les différents tests existants pour la mesure des paramètres oculomoteurs apportent des informations complémentaires sur le paramètre évalué. Les différences observées entre les divers tests ont permis de mettre en évidence la spécificité de chacun d'entre eux. Ainsi, il est nécessaire de prendre en considération la spécificité intrinsèque de chaque test pour savoir comment appréhender les mesures réalisées dans toutes les études portant sur un même domaine.

5. Expérimentation 2 : Modifications oculomotrices liées à l'hyper relief

5.1. Introduction 107

5.2. Méthode 109

5.2.1. Participants 109

5.2.2. Procédure expérimentale 109

5.2.3. Examen optométrique 109

5.2.4. Analyse statistique 109

5.3. Résultats 110

5.4. Discussion 113

5.5. Conclusion 116

5.1. Introduction

L'hyper relief caractérise l'amplification des disparités rétiniennes conduisant à une vision accrue du relief. L'hyper relief est largement utilisée au cinéma ou dans les jeux vidéos pour donner un effet de relief spectaculaire. La revue de la littérature a permis de mettre en évidence que plus la disparité rétinienne dans les environnements virtuels est grande, plus l'effet délétère sur la vision est grand (Peli, 1998 ; Perrin et al., 1998 ; Shibata, 2002 ; Emoto et al., 2005). Toutefois, cette revue n'a pas permis pas de déterminer si l'hyper relief, en tant que phénomène isolé, était source d'inconfort et de larges modifications visuelles, et donc si c'est l'hyper relief qui est en cause ou si c'est sa combinaison avec des dispositifs de réalité virtuelle (hyperstéréoscopie) qui en fait un phénomène aggravant. En effet, l'hyper relief est généralement utilisé dans les dispositifs de visualisation en relief et a été peu étudiée en tant que paramètre isolé. Les quelques études ayant porté sur l'hyper relief seul étaient centrées sur l'impact du conflit oculomoteur sur la stabilité ou l'adaptabilité du couplage accommodation-vergence (Judge et Miles, 1985 ; Bobier et McRae, 1996). L'enjeu de ces études n'était pas de déterminer l'impact de l'hyper relief sur le système visuel, mais plutôt de déterminer si l'interaction entre accommodation et vergence, longtemps assumée comme stable et non modifiable, pouvait être impactée par un conflit accommodation/vergence. Ainsi seuls les couplages avaient-ils été étudiés dans le cadre de ces expérimentations. Cependant, les premiers chapitres de ce mémoire l'ont montré, le système oculomoteur ne peut être résumé à la seule exploration de l'interaction entre accommodation et vergence. Pour déterminer et comprendre l'impact de l'hyper relief, en tant que paramètre créant un conflit partiel entre les composantes d'accommodation et de vergence, sur le système oculomoteur, il est donc nécessaire de mettre en œuvre des études complémentaires.

Les études sur l'hyper relief ont montré que les gains de la vergence accommodative et de l'accommodation vergence étaient modifiés après exposition à un téléstéréoscope (dispositif décrit dans les paragraphes 2.6.3.2 et 3.3.1) (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Bobier et McRae, 1996). Les modifications allaient dans le sens d'une adaptation dans la mesure où elles permettaient de réduire les signaux de discordance. Au travers d'un téléstéréoscope, l'accommodation reste quasi naturelle tandis que la vergence est augmentée par un facteur multiplicatif (généralement 3 dans les études). Suite à une exposition de 30 min à un tel dispositif, il a été observé une diminution du gain de l'accommodation de vergence et une augmentation de celui de la vergence accommodative. Le système oculomoteur semble donc être capable de mettre en place un processus adaptatif pour faire face à une discordance entre les composantes d'accommodation et de vergence.

Pour explorer ce phénomène de manière plus globale, il a été choisi d'évaluer divers paramètres caractérisant le système oculomoteur avant et après une exposition à un téléstéréoscope. L'étude a été réalisée à l'aide de tests cliniques basés sur une routine d'examen permettant d'évaluer rapidement et de manière écologique les paramètres oculomoteurs. La méthode clinique est particulièrement aisée pour les mesures de vergence qui sont, de fait, les plus pertinentes à considérer au vu de la contrainte. De plus, la méthode clinique donne accès à des

données transposables à des patients ou des situations de terrain comme c'est par exemple le cas pour les équipements de tête hyperstéréoscopiques des pilotes. L'ensemble de ces arguments fait de la méthode clinique, une méthode de choix pour cette étude.

L'accommodation n'a pas été évaluée dans la mesure où elle reste quasi naturelle dans le cas du téléstéréoscope. Elle ne constitue donc pas un agent majeur de modification oculomotrice. Aussi, pour optimiser la durée de l'examen de vue, il a été choisi de s'attarder sur le couplage, sur la composante de vergence et sur les effets subjectifs consécutifs à une exposition au téléstéréoscope. Pour explorer le couplage accommodation-vergence, le ratio AC/A a été mesuré. Le ratio CA/C n'a pas été évalué car ce test ne fait pas partie intégrante de la pratique clinique de routine. De plus, du fait de la faible répétabilité de la procédure clinique, le CA/C s'avère être un test peu puissant pour mettre en évidence des modifications oculomotrices d'amplitude limitée. Aussi, dans l'objectif de limiter la durée de l'examen visuel, il a été choisi de n'évaluer qu'une composante du couplage, le AC/A. De plus, le AC/A est un paramètre clé du processus adaptatif puisqu'il permet d'optimiser le maintien du stimulus accommodatif pour faire face à l'augmentation de la demande en vergence. Comme dans les précédentes études, il est attendu une augmentation du ratio, c'est-à-dire une augmentation du gain de vergence accommodative pour qu'une plus grande quantité de vergence soit induite par unité de stimulus accommodatif.

La phorie a été mesurée dans le but d'évaluer l'adaptation du système de vergence. L'hyper relief augmentant les disparités rétiniennes et ainsi la demande en vergence, il est attendu une augmentation de la valeur des phories.

L'évaluation des réserves fusionnelles a pour but de vérifier le niveau d'activation des composantes rapides et lentes du système de vergence. De plus, en tant qu'élément adaptable, notamment en convergence, il est apparu intéressant de voir dans quelle mesure l'hyper relief pouvait modifier les réserves fusionnelles des participants. Les études précédentes faisant état d'une adaptation du coupable accommodation-vergence, il est également attendu une adaptation des systèmes d'accommodation et de vergence. Ainsi, l'hypothèse est que la zone de vision binoculaire simple et nette, définie par les réserves fusionnelles, soit augmentée en convergence par une exposition au téléstéréoscope. L'acuité stéréoscopique a été mesurée pour évaluer la performance motrice et perceptuelle des sujets. Etant données les modifications oculomotrices attendues en termes d'adaptation, il peut être supposé que l'acuité stéréoscopique soit affectée par ces modifications.

L'objectif de cette étude est ainsi de déterminer l'impact global d'une exposition à l'hyper relief sur le système oculomoteur. Les précédentes études ayant montré que certains paramètres s'adaptaient lors d'une exposition à un téléstéréoscope, il est proposé que tous les paramètres mis en cause dans le conflit oculomoteur soient eux aussi modifiés dans le sens d'une adaptation. Pour étudier cette question, les sujets ont été exposés à un téléstéréoscope pendant une durée limitée (dix minutes) afin de déterminer les modifications précoces du système oculomoteur et un paradigme pré-post exposition a été mis en œuvre.

La méthodologie ayant été conçue, et les résultats collectés, au cours d'un travail de master, il a été choisi de ne pas les développer dans ces travaux de thèse. Bien qu'ayant en partie été réalisée au cours d'un master 2 professionnel d'optométrie, cette étude fait partie intégrante de la problématique de thèse portant sur l'adaptation oculomotrice aux contraintes des dispositifs de visualisation en relief. L'analyse approfondie des résultats a d'ailleurs été réalisée à l'issue des travaux de master, au cours du doctorat. Les informations méthodologiques et les résultats font l'objet du mémoire de master 2 : ils sont synthétisés et, par ailleurs, accessibles dans la publication émanant de cette étude (voir annexe 10).

5.2. Méthode

5.2.1. Participants

Quatorze sujets ont participé à l'étude, neuf hommes et cinq femmes âgés de 19 à 44 ans (moyenne d'âge : 27,5±7,5 ans). Tous remplissaient les critères d'inclusions définis dans le paragraphe 3.6.

5.2.2. Procédure expérimentale

Tous les sujets ont été soumis à un examen optométrique avant et après une exposition de dix minutes à un téléstéréoscope multipliant par trois la distance interoculaire moyenne indiquée par la littérature (64 mm) (Hofstetter, 1983).

Durant l'exposition au téléstéréoscope, il était demandé aux sujets de réaliser des transferts de fixation à une fréquence de 0,1 Hz d'une cible d'acuité 5/10 positionnée au loin (4,5 m) à une cible de même acuité en vision de près (0,4 m).

L'ordre dans lequel les tests ont été réalisés (acuité stéréoscopique, phorie de vision de loin, réserves fusionnelles de loin, phorie de près, AC/A gradient puis réserves fusionnelles de près) a été choisi pour optimiser le temps d'exécution de l'examen optométrique et pour limiter l'adaptation prismatique pouvant se manifester au cours d'un tel examen.

5.2.3. Examen optométrique

Les tests ont été réalisés suivant les procédures décrites au paragraphe 3.4.1.

5.2.4. Analyse statistique

Les données pré-post exposition ont été analysées au moyen d'un t-test apparié unilatéral à 13 DDL. Le choix d'un test unilatéral est issu des hypothèses qui décrivent, pour chaque paramètre, le sens vers lequel l'adaptation oculomotrice est supposée être observée. $P < 0,05$ était considéré comme significatif. Afin de contrôler l'apparition de faux positifs liés à la comparaison multiple, une correction du taux de fausses découvertes (false discovery rate - FDR) a été utilisée (Benjamini et Hochberg, 1995 ; Benjamini et Yekutieli, 2001). L'acuité stéréoscopique a été analysée via un test de Wilcoxon du fait de la non normalité des données.

5.3. Résultats

Seul un tableau récapitulatif et la visualisation graphique des résultats sont présentés. La visualisation graphique des résultats est présentée sous la forme d'une analyse graphique. Ce type de présentation est classiquement utilisé en optométrie. Sur l'axe vertical sont indiqués les distances de réalisation des tests, ou plus directement les stimulus accommodatifs associés exprimés en dioptries (0 et 2,5 D). L'axe horizontal indique la réponse de vergence exprimée en angles mètres. Sur l'abscisse correspondant à chaque condition de test, sont placés les valeurs des différents tests relatifs à la vergence (phories, points de bris, points de flou, points de recouvrement). Cette représentation graphique offre l'avantage de permettre l'ilustration de la zone de vision binoculaire simple et nette (ZVBSN) et mettre en évidence la modification des composantes de vergence induites par les conditions d'exposition par la superposition des mesures effectuées en pré-exposition, d'une part, post-exposition, d'autre part. Les lignes renforcées horizontales et verticales rappellent les conditions de stimulation accommodative des tests optométriques et la réponse en vergence attendue en conditions naturelles (0 AM pour un stimulus accommodatif de 0 D et 2,5 AM pour 2,5 D).

Dans le tableau ci-dessous, la convergence est exprimée par des signes positifs tandis que la divergence l'est par des signes négatifs.

Mesures	Pré-test		Post-test		Changement				
	Moy	ES	Moy	ES	Moy	ES	t (ou z)	p	p_{corr}
AC/A calculé (AM/D)	0,84	0,07	0,95	0,05	+0,11	0,04	-2,80	0,0075*	0,0200*
Gradient AC/A +1,00 (AM/D)	0,37	0,07	0,67	0,11	+0,29	0,12	-2,21	0,0246*	0,0328*
Vision de près									
Acuité stereoscopic (″)	47,14	7,84	67,5	15,78	+20,36	9,51	-2,23 (z)	0,013	0,0208
Phoria VP (AM)	-0,48	0,19	+0,33	0,17	+0,81	0,10	-8,03	< ,0001*	< ,0016*
Bris BI (AM)	-3,02	0,19	-2,53	0,30	-0,49	0,16	-2,99	0,0052*	0,0166*
Flou BI (AM)	-1,86	0,19	-1,47	0,22	-0,39	0,22	-1,76	0,0507	0,0579
Recouvrement BI (AM)	-1,86	0,17	-1,22	0,25	-0,64	0,19	-3,46	0,0021*	0,0084*
Bris BE (AM)	+2,38	0,32	+3,28	0,33	+0,90	0,42	-2,12	0,0268*	0,0330*
Flou BE (AM)	+1,84	0,22	+2,79	0,36	+0,94	0,34	-2,74	0,0084*	0,0192*

Recouvrement BE (AM)	+1,23	0,17	+2,05	0,34	+0,82	0,37	-2,21	0,0230*	0,0335*
Vision de loin									
Phoria VL (AM)	-0,07	0,05	+0,45	0,07	+0,52	0,08	-6,26	< ,0001*	< ,0016*
Bris BI (AM)	-1,53	0,13	-1,27	0,07	-0,25	0,10	-2,55	0,0122*	0,0217*
Recouvrement BI (AM)	-0,48	0,07	-0,20	0,09	-0,28	0,07	-4,31	0,0004*	0,0021*
Bris BE (AM)	+2,76	0,33	+2,85	0,30	+0,09	0,26	-0,35	0,3660	0,3660
Flou BE (AM)	+1,72	0,33	+1,95	0,19	+0,23	0,29	-0,78	0,2236	0,2385
Recouvrement BE (AM)	+1,15	0,20	+1,46	0,21	+0,31	0,12	-2,64	0,0102*	0,0204*

Tableau 5 : Moyenne et erreur standard des mesures optométriques avant et après exposition au téléstéréoscope

L'ordre dans lequel sont présentés les tests dans le tableau n'est pas représentatif de l'ordre dans lequel ils ont été effectués. « p_{corr} » correspond à la probabilité corrigée via la méthode de Benjamini. Les astérisques noirs mettent en évidence les paramètres pour lesquels la différence pré/post est significative sans l'application de la correction. Les astérisques rouges mettent en évidence les paramètres pour lesquels la différence pré/post est significative après correction de Benjamini.

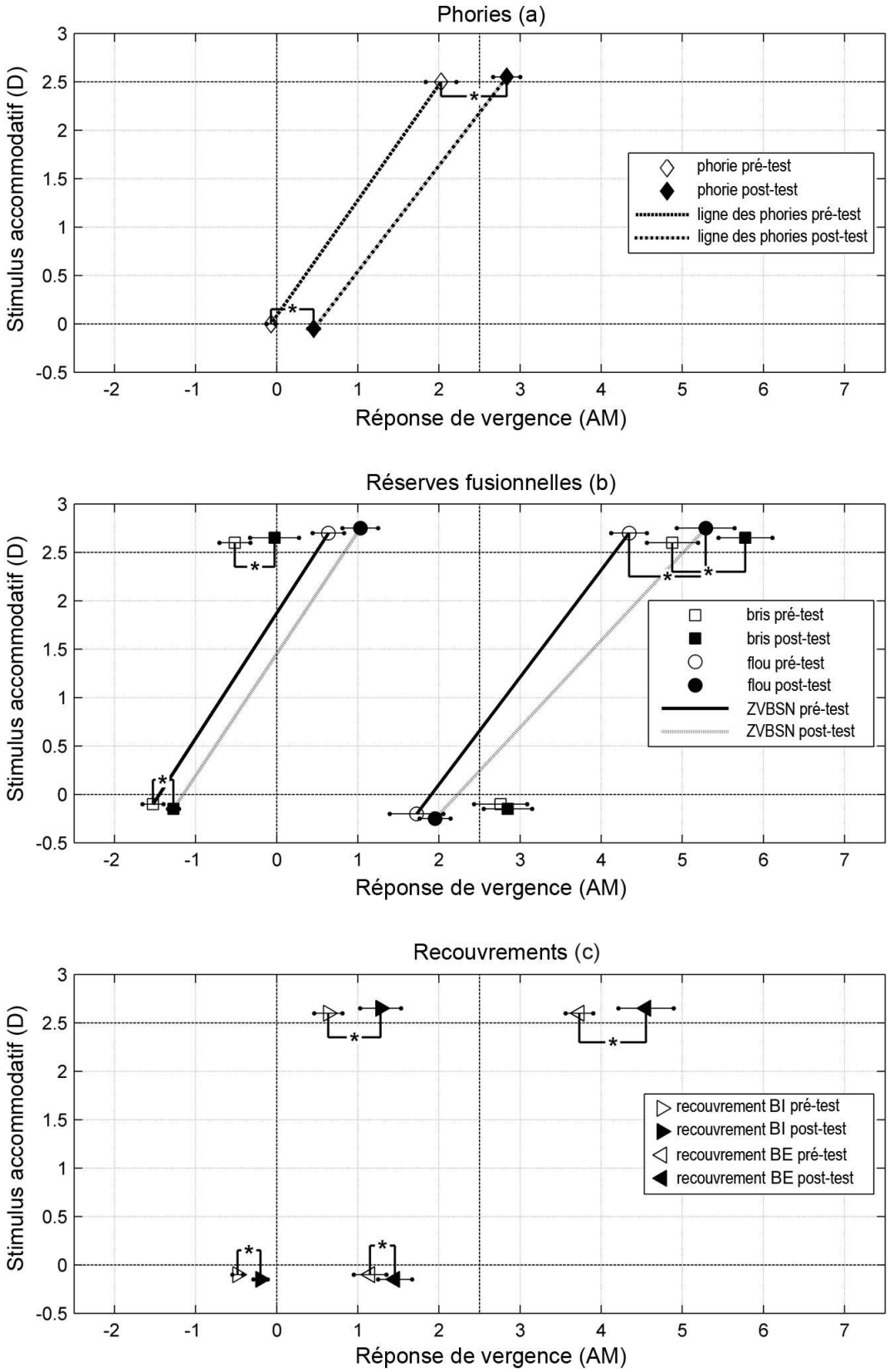


Figure 36 : Analyse graphique de la relation accommodation-vergence avant et après exposition à l'hyper relief

Les symboles blancs représentent les résultats avant exposition au téléstéréoscope et les symboles noirs les résultats après exposition. Les graphiques du haut (a), du milieu (b) et du bas (c) correspondent respectivement

aux mesures des phories, des vergences fusionnelles (points de bris) et relatives (points de flou) et aux points de recouvrement. Les symboles représentent les valeurs moyennes pour la population, tandis que les barres horizontales réfèrent à l'écart-type ; elles ne sont pas dessinées si leur taille est inférieure à celle du symbole. Les lignes liant le point de bris base interne de vision de loin au point de flou base interne de vision de près et le point de flou base externe de vision de loin au point de flou bas externe de vision de près définissent les limites de la zone de vision binoculaire simple et nette (ZVBSN). Les astérisques indiquent les modifications significatives des paramètres testés ($p < 0,05$).

Après exposition au téléstéréoscope, deux sujets se sont plaints de maux de tête et un sujet a présenté des signes d'asthénopie.

5.4. Discussion

L'acuité stéréoscopique est l'indicateur de première intention de la fonction globale des composantes sensorielles et motrices du système visuel (Saladin, 2006). Elle est, de plus, particulièrement sensible aux contraintes visuelles (Wann et Mon-Williams, 2002). L'évolution de l'acuité stéréoscopique suite à l'exposition au téléstéréoscope témoigne donc de modifications sensorielles et/ou motrices du système visuel. Bien que significative, la variation observée est de l'ordre de la résolution de test. Ainsi, ce changement doit être interprété plutôt comme une tendance de l'acuité stéréoscopique à se dégrader après une exposition à l'hyper relief. Le suivi des paramètres oculomoteurs, réalisés avant et après exposition au téléstéréoscope, permet l'analyse des mécanismes sous-tendant cette dégradation de la stéréopsie.

L'un des mécanismes proposé par les modèles du système oculomoteur existants (Hung, 1992 ; Schor, 1999) pour répondre à la demande de vergence imposée par le téléstéréoscope est le changement du gain de la vergence accommodative. L'augmentation des ratios AC/A de la présente étude conforte cette hypothèse. Dans le cas du AC/A gradient, le seul paramètre pouvant influencer la valeur du ratio est la vergence accommodative puisque les conditions de mesure sont inchangées hormis la demande accommodative (voir le paragraphe 3.4.1.3). L'augmentation après exposition met donc en évidence l'augmentation du gain de la vergence accommodative. Ainsi, pour une accommodation donnée, la réponse de vergence est devenue plus grande. Ce mécanisme est en cohérence avec la contrainte imposée par le téléstéréoscope et est en concordance avec la littérature portant sur ce type de contrainte (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Bobier et McRae, 1996).

En plus de l'augmentation du gain de la vergence accommodative, les résultats montrent une modification significative des phories de vision de loin et de vision près ($p_{corr} < 0,0016$). Etant donnée l'étroite relation existant entre la phorie de vision de loin et la vergence tonique (Wolf et al., 1990), il peut être estimé que l'augmentation de la phorie de vision de loin vers la convergence révèle également une augmentation de la « vergence tonique » (Fisher et Ciuffreda, 1990). Ce changement d'état tonique permet à l'observateur de limiter son effort en convergence pour faire face à l'augmentation des disparités binoculaires auxquelles il est soumis pendant l'exposition au téléstéréoscope. Par ailleurs, on observe une modification plus importante de la phorie de vision de près que de la phorie de vision de loin. Il en résulte, par conséquent, une augmentation du ratio

AC/A calculé. Cette augmentation du ratio calculé va donc également dans le sens d'une augmentation du gain de vergence accommodative. Les deux méthodes d'évaluation du ratio AC/A ne conduisent pas à une variation de même amplitude. Le post-effet est de 81 % pour le AC/A gradient tandis qu'il n'est que de 13 % pour le AC/A calculé. Cette différence s'explique par la composante proximale. Cette dernière fait partie intégrante du ratio AC/A calculé tandis qu'elle n'intervient pas dans le AC/A gradient. On en déduit que la variation de vergence proximale ne peut être qu'une augmentation très faible par rapport au changement de vergence accommodative (ou même, en théorie, un décrément, ce qui est peu probable cependant, les conditions de mesures étant inchangées). Or, les études de Fisher et Ciuffreda (1990) ainsi que celle de Priot et al. (2010) montrent que l'exposition à un téléstéréoscope multipliant par 3 la distance interoculaire, conduit à post-effet perceptif allant dans le sens d'une augmentation de la distance apparente. Ainsi, la convergence proximale liée à la conscience de la distance cible serait réduite (Hofstetter, 1942).

Nos données montrent que l'exposition à l'hyper relief conduit à une augmentation de la « vergence tonique » et du gain de vergence accommodative.

Plusieurs paramètres des réserves fusionnelles sont également modifiés suite à une exposition à l'augmentation artificielle de la distance interoculaire. Les résultats révèlent une évolution des réserves (fusionnelles, relatives et des points de recouvrement) vers la convergence. L'ensemble des points caractérisant les réserves en divergence sont diminuées après exposition, à l'exception du point de flou. Le déplacement de la zone de vision binoculaire simple et nette (ZVBSN) est cohérent avec la prise d'esophorie mentionnée précédemment. Cette diminution des réserves en divergence pourrait être expliquée par une diminution de la réponse phasique (Jones, 1980). En effet, durant les post-tests, le sujet adapté en position convergente sollicite sa réponse phasique de manière importante pour répondre aux sollicitations désormais moins convergentes (car non vues au travers du téléstéréoscope). Ceci confère ainsi moins de possibilités de réponse en divergence.

La pente des limites de la ZVBSN semble avoir augmenté après exposition au téléstéréoscope (voir figure 36). Cette observation est liée au fait que l'adaptation semble plus grande en vision de près qu'en vision de loin. Bien que cette modification de pente ne soit pas significative ($p = 0,2$), il peut être supposé qu'une durée d'exposition plus longue aurait pu permettre l'émergence de ce phénomène.

Les critères de confort de Sheard et de Percival offrent une approche complémentaire aux résultats de la présente étude (Sheard, 1930 ; Hofstetter, 1945 ; Newman, 2006). Ces critères, établis par calculs, définissent la plage de vergence dans laquelle doit se trouver la demande oculomotrice (critère de Percival) et l'amplitude des réserves nécessaires (critère de Sheard) pour ne pas induire d'inconfort visuel. Dans le cas où ces critères ne sont pas remplis, il peut être défini le prisme nécessaire pour recouvrer une vision confortable. Après exposition à l'hyper relief, les sujets ont besoin de prismes base externe (de 0 à 0,41 MA et de 0 à 0,70 MA, respectivement, pour les critères de Sheard et de Percival) alors qu'en moyenne un prisme base interne aurait été envisagé avant exposition (de -0,55 à 0,21 MA et de -0,65 à 0,22 MA, respectivement pour les critères Sheard

et de Percival). Ce type de prisme (base externe) est recommandé pour les sujets esophoriques. Ainsi, les critères de confort concordent également avec l'ensemble des résultats.

Les déficiences binoculaires symptomatiques se manifestent par des signes d'asthénopie, des céphalées, une vision floue, une vision double… (Sheedy et Saladin, 1977). Les plaintes rapportées après une exposition au téléstéréoscope sont de type asthénopie et céphalées. Ces symptômes sont représentatifs de la forte demande en vergence fusionnelle rapide imposée par l'augmentation des disparités binoculaires engendrées par l'exposition au téléstéréoscope (Schor et Narayan, 1982).

La tendance à l'esophorie (surtout en vision de près), le déplacement des réserves fusionnelles vers la convergence, l'augmentation du gain de vergence accommodative, les critères de Sheard et de Percival et les symptômes visuels indiquent tous ensemble une dérive vers l'esophorie d'excès de convergence (Scheiman et Wick, 2002).

Rapporté en dioptries prismatiques, les changements observés pour les paramètres oculomoteurs représentent ici une modification de 1,50 DP à 5,79 DP. Ces grands changements sont proches de ceux considérés comme cliniquement significatifs par Peli (1998).

Les études antérieures sur le téléstéréoscope étaient basées sur une exposition de 30 minutes. Le choix d'une durée d'exposition limitée à dix minutes a reposé sur une expérience préliminaire qui avait permis de mettre en évidence des modifications élevées des paramètres oculomoteurs (phories, AC/A) dès dix minutes d'exposition. Par ailleurs, Mon-Williams et al. (1993) avaient déjà montré des variations importantes de la vision binoculaire après une exposition de dix minutes à un dispositif de réalité virtuelle. Il est probable que les effets soient corrélés à la durée d'exposition. Il est donc possible qu'une stimulation plus longue aurait montré une adaptation plus grande et plus généralisée. La modification de l'équilibre oculomoteur, pour une exposition de si courte durée, révèle les effets précoces de l'hyper relief sur le système oculomoteur.

L'ensemble des paramètres optométriques testés met en évidence que le système oculomoteur est capable de mettre en place un processus adaptatif pour pallier la contrainte associée à l'hyper relief. L'hyper relief est rarement un paramètre isolé comme nous l'avons étudié ici. En effet, le domaine de plein emploi de l'hyper relief est la visualisation stéréoscopique, on parle alors d'hyperstéréoscopie, pour donner une sensation de relief accrue dans les environnements virtuels. Dans ce cas spécifique, le conflit accommodation/vergence augmente puisque la vergence n'est plus seulement multipliée pour une accommodation donnée mais elle devient totalement décorrélée de cette dernière.

5.5. Conclusion

Le téléstéréoscope est un outil pertinent pour étudier la relation accommodation-vergence. Le conflit, induit sur les systèmes d'accommodation et de vergence, modifie non seulement le couplage mais affecte également l'ensemble des paramètres d'oculomoteurs mis en cause lors du conflit. L'hyperstéréoscopie impacte donc le système oculomoteur de manière globale. Après une courte exposition, toutes les données recueillies indiquent une évolution vers l'esophorie d'excès de convergence. Ces résultats doivent être considérés lors de l'utilisation de l'hyperstéréoscopie. Les modifications constatées indiquent que le système oculomoteur serait capable, du moins à court terme, de s'adapter à la contrainte imposée par un conflit accommodation-vergence du type hyperstéréoscopie.

6. Expérimentation 3 : Modifications oculomotrices liées à la dissociation accommodation/vergence engendrée par stéréoscopie

6.1. Introduction 118

6.2. Méthode 121

6.2.1. Participants 121

6.2.2. Matériel 121

6.2.3. Stimulations 121

6.2.4. Procédure 125

6.2.5. Protocole 130

6.2.6. Analyse statistique 130

6.3. Résultats 131

6.3.1. Questionnaire 131

6.3.2. Suivi du regard 131

6.3.3. Evaluation des paramètres oculomoteurs 134

6.4. Discussion 139

6.4.1. Réalisation de la tâche visuelle 139

6.4.1.1. Diplopie et réussite de la tâche visuelle 139

6.4.1.2. Impact du nombre d'expositions et de la durée d'exposition 139

6.4.1.3. Bénéfice des pré-stimulations 140

6.4.2. Tolérance oculomotrice 141

6.4.2.1. Modifications du couplage 141

6.4.2.2. Modification des « composantes toniques » 144

6.4.2.3. Plaintes subjectives 144

6.4.2.4. Fatigue visuelle 145

6.4.3. Facteurs influençant l'adaptation 146

6.5. Conclusion 150

6.1. Introduction

La visualisation stéréoscopique conduit à une dissociation entre les demandes en accommodation et en vergence. Cette configuration surpasse la discordance vue précédemment dans le cadre de l'hyper relief puisque l'accommodation et la vergence deviennent alors indépendantes. Dans les interfaces stéréoscopiques, l'accommodation est fixe et réalisée sur le plan d'affichage de l'image tandis que la vergence est réalisée en avant ou en arrière de ce plan en fonction des parallaxes horizontales existant entre les images destinées à l'œil gauche et celles destinées à l'œil droit. Ainsi, seule la vergence varie au gré de l'effet de relief recherché. Cette dissociation créée entre les composantes d'accommodation et de vergence est largement mise en cause dans le stress visuel induit par les environnements virtuels en relief (Hoffman et al., 2008).

La plupart des études ayant porté sur l'impact des dispositifs de visualisation en relief ont mis en évidence l'effet délétère de cette visualisation sur le système oculomoteur et sur le ressenti subjectif des observateurs. En effet, de nombreuses modifications oculomotrices transitoires ont été constatées : modification de la phorie de vision de loin, du PPC, des réserves fusionnelles, des ratios AC/A et CA/C, augmentation de la phorie associée, de la latence, de la constante de temps et de l'amplitude de la réponse accommodative (Mon-Williams et al., 1993 ; Mon-Williams et Wann, 1998 ; Neveu et al., 1998 ; Eadie et al., 2000 ; Shibata, 2002 ; Wann et Mon-Williams, 2002 ; Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2004 ; Emoto et al., 2005 ; Lambooij et al., 2009a). Ces modifications sont, de plus, généralement couplées à des symptômes subjectifs pendant ou après l'exposition à la visualisation stéréoscopique : signes asthénopiques (douleur oculaire, yeux qui tirent, yeux qui piquent, sécheresse oculaire), maux de tête, vision floue, vision double, nausées (Mon-Williams et al., 1993 ; Mon-Williams et Wann, 1998 ; Shibata, 2002 ; Emoto et al., 2004 ; Emoto et al., 2005 ; Lambooij et al., 2009a ; Shibata et al., 2011). Cet ensemble de modifications oculomotrices et de symptômes montre que l'exposition à un dispositif de visualisation en relief n'est pas anodine et que la tolérance à ces dispositifs reste limitée.

Ainsi, tout l'enjeu de la présente étude est de chercher à améliorer la tolérance du système oculomoteur à ces dispositifs. Trois paramètres peuvent être contrôlés pour tenter d'améliorer la tolérance du système oculomoteur à la dissociation accommodation/vergence :

- Le contenu fréquentiel de l'image a une incidence sur la fatigue visuelle induite par les dispositifs de visualisation en relief (Mon-Williams et al., 1995 ; Perrin et al., 1998 ; Ukai et Kato, 2002 ; Okada et al., 2006 ; Torii et al., 2008 ; Leroy et al., 2010). En effet, un filtrage passe bas en fréquences spatiales conduit à une augmentation de la profondeur de champ (Legge et al., 1987 ; Ciuffreda, 1991) et permet le maintien de la fusion dans des gammes de disparités plus élevées (Roumes, 1995). Ces modifications des images permettent ainsi de limiter le conflit entre les composantes d'accommodation et de vergence.
- Pour limiter la discordance entre accommodation et vergence, de nombreux auteurs ont également mis en évidence l'importance du niveau de disparité binoculaire (Peli, 1998 ; Perrin et al., 1998 ; Emoto et al., 2005 ; Shibata et al., 2011). En effet, il est conseillé de

limiter la parallaxe binoculaire pour restreindre l'apparition de troubles visuels (Yeh et Silverstein, 1990 ; Lambooij et al., 2007 ; Hoffman et al., 2008 ; Howarth, 2011).

- De plus, l'état de l'art a mis en évidence que l'adaptation était le processus utilisé par le système oculomoteur pour améliorer sa tolérance à une contrainte visuelle. L'adaptation oculomotrice est un processus rapide et transitoire particulièrement bien connu en cas de contraintes prismatiques ou de tâches de vision de près soutenues (Schor, 1979b ; Rosenfield et Gilmartin, 1989 ; Fisher et al., 1990). Plus récemment, l'adaptation oculomotrice a également été mise en évidence dans des cas de conflits oculomoteurs partiels (Miles et Judge, 1982 ; Judge et Miles, 1985 ; Miles et al., 1987 ; Bobier et McRae, 1996 ; Neveu et al., 2010). L'adaptation en cas de conflit entre les composantes d'accommodation et de vergence semblant être possible, elle pourrait constituer un processus de choix pour limiter la fatigue inhérente à la visualisation stéréoscopique. Chez les sujets n'ayant pas de problèmes de vision binoculaire, l'adaptation se met en place naturellement en fonction de la contrainte visuelle à laquelle l'observateur est exposé. En outre, il est établi que l'adaptation de la vergence peut être facilitée par la présentation de disparités binoculaires d'amplitudes croissantes (Ogle et al., 1967 ; Sethi et North, 1987).

Des disparités binoculaires d'amplitudes croissantes et le contrôle du contenu fréquentiel de l'image pourraient être utilisés pour tenter d'améliorer la tolérance à la discordance entre accommodation et vergence. Ainsi a-t-il été envisagé de tester l'intérêt de l'utilisation d'un conflit oculomoteur croissant pour tenter d'amener progressivement le système oculomoteur à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude et faciliter la mise en place d'un processus adaptatif.

L'étude entreprise a pour but de valider l'hypothèse suivante :
L'exposition à un conflit accommodation/vergence croissant, au préalable d'une visualisation stéréoscopique créant une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude, améliore la tolérance à la contrainte visuelle. Il est de plus supposé qu'à durée équivalente d'exposition, la tolérance à la dissociation accommodation/vergence est meilleure lorsqu'elle est précédée d'une exposition à un conflit accommodation/vergence croissant (pré-stimulation spécifique) que lorsqu'elle est précédée d'une exposition à la dissociation d'une durée équivalente (pré-stimulation non spécifique).

La réalisation du conflit croissant a été faite dans des conditions expérimentales contrôlées. Ainsi, pour être en phase avec la littérature (Mon-Williams et Wann, 1998 ; Eadie et al., 2000 ; Wann et Mon-Williams, 2002), la stimulation de la vergence dans l'espace virtuel oscillait suivant une sinusoïde d'amplitude croissante. Cependant, l'amplitude des disparités utilisées a été limitée à une gamme inférieure à celles utilisées dans la littérature pour faciliter la réalisation de la tâche visuelle. En effet, la tâche était mentionnée, dans ces études, comme difficile à réaliser au cours des dix premières minutes d'exposition. La mise en place d'un processus adaptatif étant dépendante de la fusion de la cible (Sethi et North, 1987 ; Rosenfield, 1997a) et ce paramètre constituant l'une des clés de l'étude, il a été privilégié une tâche visuelle moins difficile à fusionner. De plus, les capacités

de fusion en divergence étant plus limitées que celles en convergence (Morgan, 1944c), il a été choisi de limiter la demande principalement en divergence. La facilitation de la fusion par restriction de la gamme de disparité avait également pour but de limiter la durée d'exposition. Ceci est obtenu en considérant une variation de la disparité rétinienne correspondant à une trajectoire en profondeur dans le plan sagittal médian de type sinusoïdale au lieu d'une variation sinusoïdale de la disparité. On sait, de plus, qu'une durée d'exposition courte, pouvant être limitée à dix minutes dans certaines études (Mon-Williams et al., 1993 ; Mon-Williams et Wann, 1998 ; Neveu et al., 2010), suffit à mettre en évidence des modifications oculomotrices adaptatives tout en limitant la fatigue visuelle associée à l'expérimentation.

Le contenu fréquentiel de l'image a été contrôlé en utilisant un environnement visuel pauvre se limitant à une DOG 2 D, dite radiale, sur un fond gris. Les DOG habituellement employées sont de type 1 D, ou linéaires (Schor et Wood, 1983 ; Schor et al., 1984a ; Schor et al., 1986 ; Tsuetaki et Schor, 1987). Le profil lumineux caractéristique de la DOG, en « chapeau mexicain », n'est alors respecté que selon l'axe horizontal. Avec les DOG 2 D, le profil lumineux reste identique dans tous les axes de la stimulation et correspond particulièrement bien à l'organisation spatiale des champs récepteurs des cellules ganglionnaires de la rétine, base de la décomposition fréquentielle des images rétiniennes (Plantier et Menu, 1992 ; Roumes et al., 1997). Ce type de cible présente, de plus, l'avantage de faciliter la discrimination de la vision double de la vision simple puisqu'elles sont non périodiques et que même une faible diplopie conduit à une déformation de la cible aisément identifiable (Roumes et al., 1997), là où des DOG 1 D n'apparaissent qu'avec des zones de transitions lumineuses élargies.

Le conflit accommodation/vergence croissant est apprécié au regard de la dissociation accommodation/vergence de grande amplitude ayant cours lors de l'exposition à des dispositifs de visualisation en relief. Cette dissociation est manifeste lorsque les images affichées sont de hautes fréquences spatiales, impliquant ainsi une focalisation précise sur le plan d'affichage, et que ces images sont présentées avec une grande parallaxe binoculaire.

Pour évaluer l'efficacité de l'utilisation d'un conflit accommodation/vergence croissant avant l'exposition à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude, une évaluation des paramètres oculomoteurs a été mise en place suivant un paradigme pré-post exposition. La mesure des paramètres oculomoteurs a été effectuée à l'aide de méthodes de laboratoire afin d'obtenir des mesures dans des conditions contrôlées avec une précision de mesure permettant d'identifier une évolution fine des paramètres oculomoteurs. En complément de ces mesures, le suivi du regard des observateurs pendant l'exposition au conflit oculomoteur a permis d'obtenir des données quantifiées sur la réalisation effective de la tâche visuelle. Enfin, un questionnaire a été proposé aux participants après chaque exposition au conflit accommodation/vergence afin de recueillir leurs impressions subjectives.

La tolérance oculomotrice a été évaluée à partir de l'évolution des paramètres oculomoteurs induite par l'exposition à la dissociation accommodation/vergence. Dans la littérature, plusieurs modifications oculomotrices, qualifiées d'adaptatives, sont répertoriées. Les études de Eadie et al.

(2000) et de Wann et Mon-Williams (2002) font état d'un déclin des gains du couplage, c'est-à-dire d'une baisse des ratios AC/A et CA/C. Cette baisse des gains permettrait de limiter le signal d'erreur inhérent à la dissociation accommodation/vergence. Outre les ratios, Rushton et Riddell (1999) suggèrent que l'adaptation des paramètres oculomoteurs puisse se manifester par la modification des « composantes toniques ». La « vergence tonique » pourrait ainsi s'approcher d'une position intermédiaire dans la gamme de disparité présentée aux observateurs, tandis que « l'accommodation tonique » pourrait s'approcher du plan d'affichage des cibles. Cependant, la vergence étant une composante variant continuellement pendant la visualisation stéréoscopique, il se peut que cet aspect dynamique limite la mise en place d'une adaptation des « composantes toniques » (Peli, 1995 ; Wann et Mon-Williams, 1996). A contrario des modifications adaptatives, des modifications oculomotrices, indicatrices d'une fatigue visuelle, sont aussi possibles. Une augmentation de la latence et de la constante de temps accommodatives ainsi qu'une augmentation du lag accommodatif ont pu être mises en évidence à l'issue d'expositions à des dispositifs de réalité virtuelle (Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2005).

6.2. Méthode

6.2.1. Participants

Douze sujets ont participé à l'étude, trois hommes et neuf femmes, âgés de 24 à 36 ans (moyenne d'âge : 27±5 ans). Les sujets ayant participé à l'expérimentation remplissaient les critères d'inclusion définis dans le paragraphe 3.6.

6.2.2. Matériel

Le dispositif de visualisation en relief utilisé était le stéréoscope décrit à la section 3.3.2. Le dispositif est composé de deux écrans LCD placés à 0,67 m du centre de rotation des yeux de chaque observateur, soit une demande en vergence d'environ 5°.

Les mesures des paramètres oculomoteurs ont été entièrement réalisées avec l'haploscope-optomètre décrit aux sections 3.2.3 et 3.2.4 et utilisé lors de la première expérimentation.

Le suivi du regard des observateurs a été effectué à l'aide de l'oculomètre Eyelink II utilisé en vision bioculaire (voir paragraphe 3.2.5).

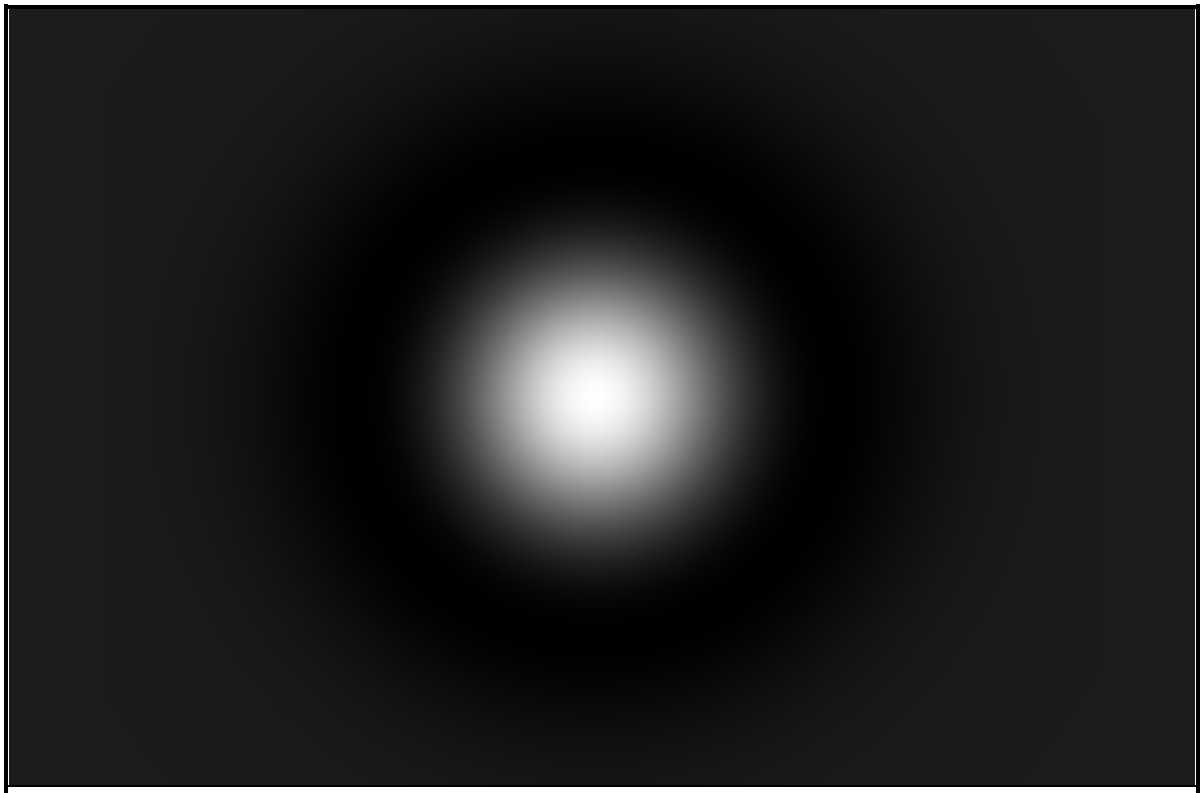
6.2.3. Stimulations

Deux types de stimulations ont été utilisés : une croix et des DOG (voir figure 37). La croix sert de cible visuelle pour les expositions stéréoscopiques associées à la dissociation accommodation/vergence. Elle est remplacée par des DOG dans les conditions ayant pour but de créer un conflit accommodation/vergence croissant.

Les caractéristiques de la croix ont été choisies pour stimuler précisément l'accommodation et la fusion. La cible était une croix orthogonale blanche d'une luminance de 230 cd/m², de 10x10 pixels et de deux pixels d'épaisseur. Elle sous-tendait ainsi un angle de 14,5 minutes d'arc (0,24°) avec un

angle minimum de résolution (AMR) de 3 minutes d'arc*. La croix était présentée sur un fond gris d'une luminance de 30 cd/m². Le contraste de la stimulation était alors de 6,6 selon la loi de Weber, soit 77% selon Michelson.

Quatre DOG radiales, dont le contenu spectral est centré sur différentes fréquences spatiales, ont été utilisées. Il a été choisi d'utiliser des cibles ayant un pouvoir de stimulation du système accommodatif croissant. Ainsi, les DOG avaient une fréquence spatiale centrale qui augmentait progressivement de 0,2 cpd, pour ne pas stimuler l'accommodation, à 6,4 cpd, pour induire une focalisation précise sur le plan d'affichage. Un facteur multiplicatif de $\sqrt[3]{32}$ a été appliqué pour déterminer les DOG de fréquences spatiales intermédiaires (0,635 cpd et 2,016 cpd) de manière à ce que la progression des fréquences spatiales centrales des DOG soit géométrique. Les DOG étaient obtenues en soustrayant le profil lumineux d'une Gaussienne étroite à une Gaussienne large suivant la formule : $1{,}8\exp^{\frac{-r^2}{a^2}} - 0{,}8\exp^{\frac{-r^2}{2{,}25a^2}}$, où $r^2 = x^2 + y^2$, avec « x » et « y » les coordonnées des points de l'image et « a » le facteur d'échelle de la fonction qui est inversement proportionnel à la fréquence spatiale centrale de la DOG (Plantier et Menu, 1992). Pour les différentes DOG, « a » vaut 64 ; 20,16 ; 6,35 et 2 respectivement pour les DOG 0,2 ; 0,635 ; 2,016 et 6,4 cpd. Comme pour la croix, les DOG étaient présentées sur un fond gris d'une luminance de 30 cd/m². La luminance maximale des DOG était de 230 cd/m² pour un minimum de 7 cd/m². Le contenu fréquentiel de l'image associée à chacune des DOG ainsi qu'à la croix est présenté en figure 38.



DOG 0,2 cpd

* Voir glossaire.

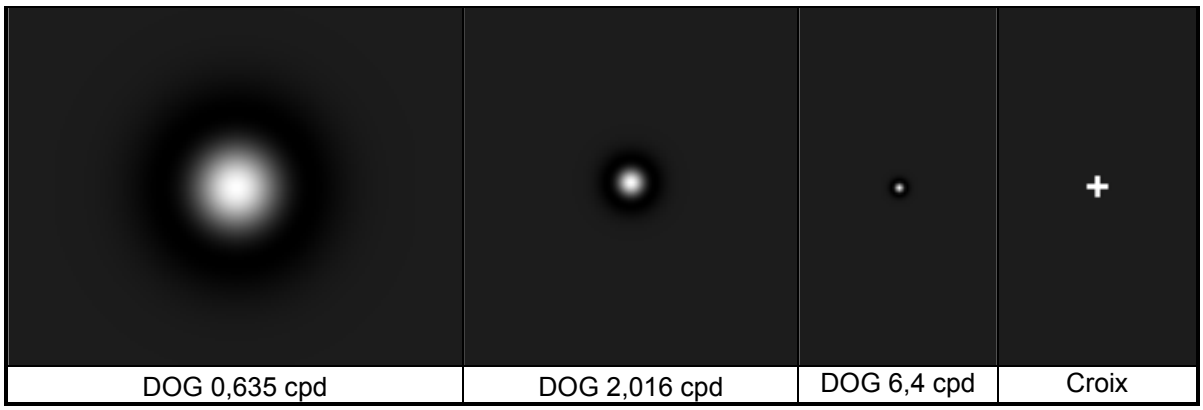


Figure 37 : Stimulations (DOG 0,2 cpd, 0,635 cpd, 2,016 cpd, 6,4 cpd et croix) présentées en taille réelle d'affichage à l'écran.

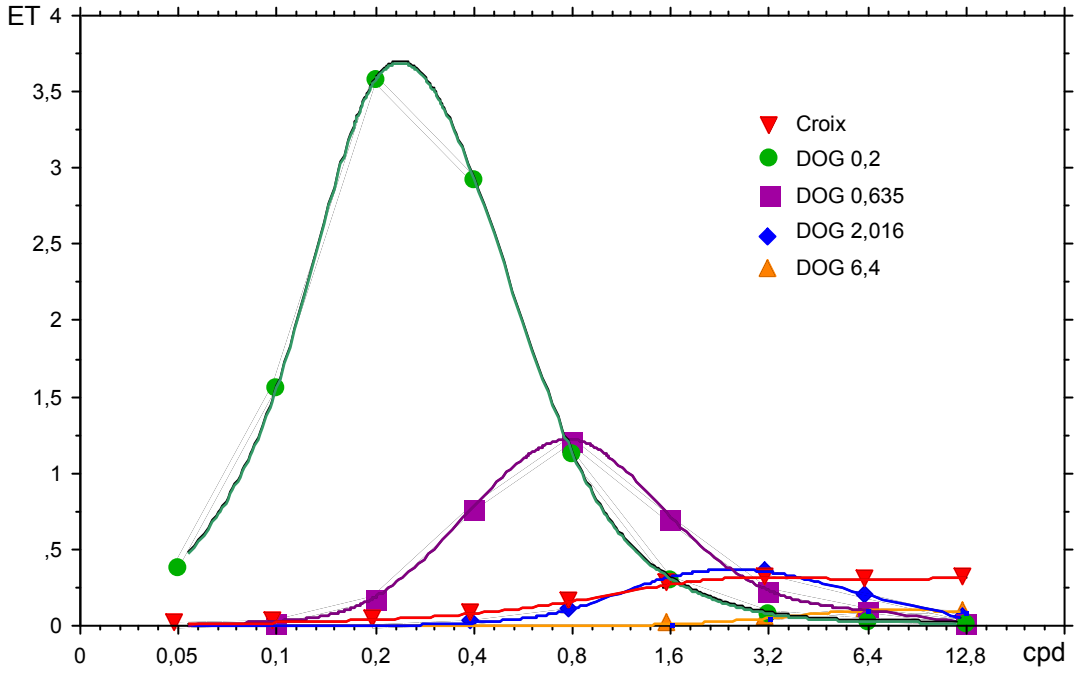


Figure 38 : Spectre en fréquence spatiales de chaque stimulation à partir de la décomposition fréquentielle en ondelettes

Chaque stimulation est décomposée en 9 images correspondant à une bande de fréquences centrée sur les fréquences spatiales figurant en abscisse (voir annexe 6). Chaque image obtenue a une variation de luminance pour cette fréquence. Plus l'écart-type « ET » de la variation de luminance est grand pour une fréquence spatiale donnée, plus l'énergie contenue dans la stimulation pour cette fréquence spatiale est grande.

La demande en vergence oscillait dans l'espace virtuel suivant un mouvement sinusoïdal. Dans la littérature, la gamme de vergence maximale stimulée dans l'espace virtuel était comprise entre 0 et 3 AM, voire entre 0 et 6 AM pour un écran placé à 1,5 AM (Eadie et al., 2000 ; Wann et Mon-Williams, 2002). Mon-Williams et Wann (1998) exposaient leurs participants à une croix oscillant de 0 à 2,5 AM pour un écran placé à 2,5 AM, soit entièrement en divergence relative par rapport à l'écran. Pour limiter la contrainte en divergence dans la présente étude, la cible oscillait virtuellement en profondeur de manière symétrique par rapport à l'écran. Ainsi, pour un écran placé à 1,5 AM (soit 0,67 m), la cible oscillait au maximum de 1 AM (1 m) à 3 AM (0,33 m). L'amplitude

maximale de la sinusoïde faisant varier la demande en vergence en fonction du temps était ainsi de 0,33 m. La cible virtuelle à 1 m nécessitait alors une convergence de 3,4° tandis que la cible à 0,33 m conduisait à une demande en convergence de 10°. Ainsi, pour un sujet moyen, l'amplitude maximale de la demande en vergence explorée restait dans la zone de vision binoculaire simple et nette et la divergence relative stimulée était maintenue dans la zone de confort moyenne définie par le critère de Percival (voir figure 39).

La vergence dans l'espace virtuel suivait une oscillation sinusoïdale. Par conséquent, le mouvement exercé par les cibles sur chacun des deux écrans n'était pas sinusoïdal, pas plus que la variation de la disparité binoculaire. Ainsi, les disparités binoculaires variaient suivant l'équation :

$2\arctan\left(\frac{IPD.\sin(\omega t)}{0{,}667(0{,}667+\sin(\omega t)}\right)$, où « IPD » est l'écart inter-pupillaire de l'observateur, « a »

Le déplacement de la cible dans l'espace virtuel, sur les écrans et la disparité binoculaire induite sont présentés dans l'annexe 7.

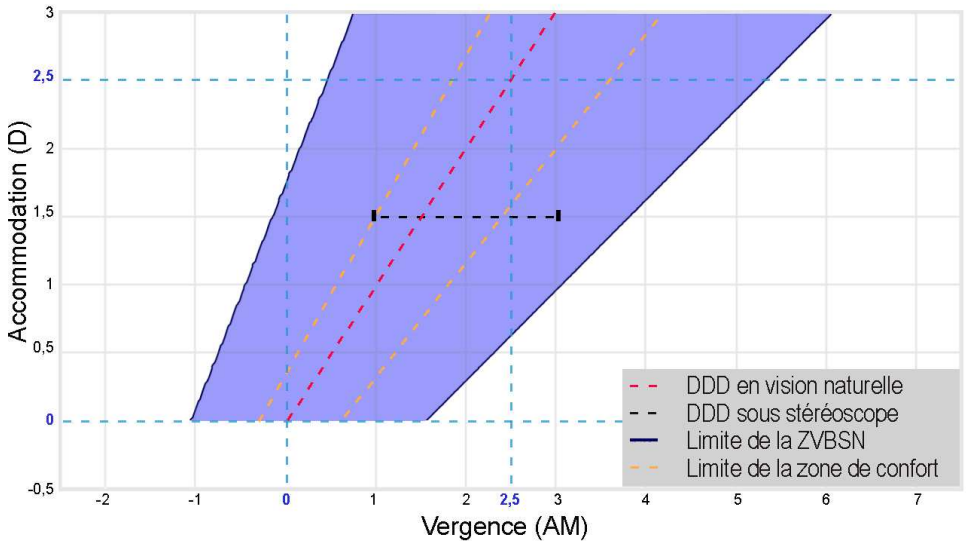


Figure 39 : Droites de demande au regard de la zone de vision binoculaire simple et nette (stéréoscope)

« DDD » représente les droites de demande et « ZVBSN » la zone de vision binoculaire simple et nette d'un sujet moyen. Sous stéréoscope, la droite de demande est horizontale. Elle reste comprise dans la zone de vision binoculaire simple et nette dans les conditions expérimentales.

Bien que Schor mentionne que le couplage ne serait stimulé que pour une fréquence temporelle supérieure à 0,5 Hz (Schor, 1986), l'équipe de Mon-Williams (1998 ; 2000 ; 2002) a mis en évidence des modifications du couplage dès 0,3 Hz. La fréquence temporelle la plus basse possible a été retenue pour la présente étude (0,3 Hz) de sorte que la vitesse d'oscillation de la cible soit faible tout en optimisant la réponse de vergence (Hung et al., 1986).

Pour augmenter progressivement la parallaxe horizontale durant l'exposition stéréoscopique, l'amplitude de la sinusoïde faisant osciller la demande en vergence dans l'espace virtuel augmentait. L'amplitude de la sinusoïde de déplacement de la cible en profondeur variait de 0,048 m à 0,33 m

par pas de 0,048 m. La sinusoïde de déplacement virtuel de la cible dans l'espace ayant la plus grande amplitude (0,33 m) à 0,3 Hz constituait le profil de référence. Une vitesse maximale de la sinusoïde de 0,63 $m.s^{-1}$ était obtenue au franchissement du plan de l'écran. Les profils d'oscillation du déplacement en profondeur de la cible pour les amplitudes plus faibles étaient obtenus en gardant constante cette vitesse maximale. Il s'ensuivait une augmentation de la fréquence temporelle d'oscillation en profondeur au fur et à mesure que l'amplitude du déplacement dans l'espace virtuel diminuait (fréquence temporelle de 0,3 Hz pour l'amplitude 0,33 m à 2,1 Hz pour l'amplitude 0,048 m). Il était ainsi obtenu une fréquence temporelle maximale proche de la limite à partir de laquelle le suivi d'une cible en profondeur devient difficile (Krishnan et al., 1973b). Il était estimé que la faible amplitude d'oscillation de la cible associée à cette fréquence temporelle et la faible durée pendant laquelle elle était employée devaient rendre négligeable l'impact global sur la réalisation de la tâche visuelle.

6.2.4. Procédure

Pour tester l'efficacité d'un conflit croissant sur l'amélioration de la tolérance du système oculomoteur à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude, induite par un dispositif de visualisation stéréoscopique, plusieurs conditions expérimentales ont été réalisées.

La première condition, dite ***condition A***, était associée au conflit croissant. Dans cette condition, les quatre DOG centrées sur des fréquences spatiales croissantes étaient successivement présentées et le niveau de disparité binoculaire était augmenté progressivement pour chacune des DOG. La condition A était composée de deux parties : dix premières minutes pendant lesquelles le conflit accommodation/vergence était croissant (pré-stimulation), suivi de dix minutes pendant lesquelles la visualisation stéréoscopique engendrait un conflit entre les deux composantes dit maximal (gamme de vergence entre 1 AM et 3 AM) à 0,3 Hz. (voir figure 40, figure 41 et figure 42).

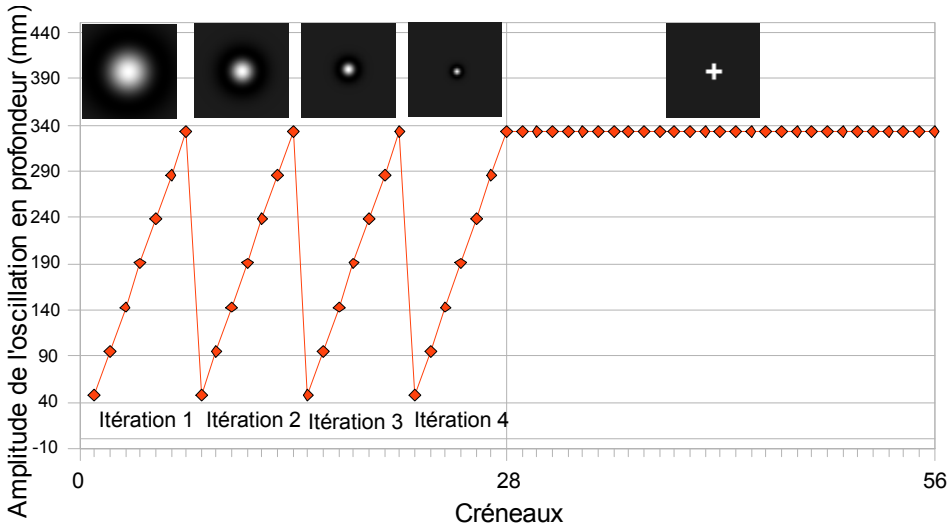


Figure 40 : Condition A

L'exposition dure 20 minutes. Pendant les dix premières minutes (créneaux 0 à 28), les quatre DOG centrées respectivement sur les fréquences spatiales 0,2 ; 0,635 ; 2,016 et 6,4 cpd sont successivement présentées. Durant la présentation de chaque DOG, la stimulation de la vergence dans l'espace virtuel suit un profil sinusoïdal dont l'amplitude augmente sur 6 créneaux jusqu'à atteindre une amplitude de 0,33 m pour une fréquence temporelle de 0,3 Hz (conflit maximal). Chaque progression est appelée itération. Les dix dernières minutes (créneaux 28 à 56) correspondent au conflit maximal de cette étude, soit la présentation de la croix de haut contraste oscillant suivant une sinusoïde d'une amplitude de 0,33 mm à 0,3 Hz.

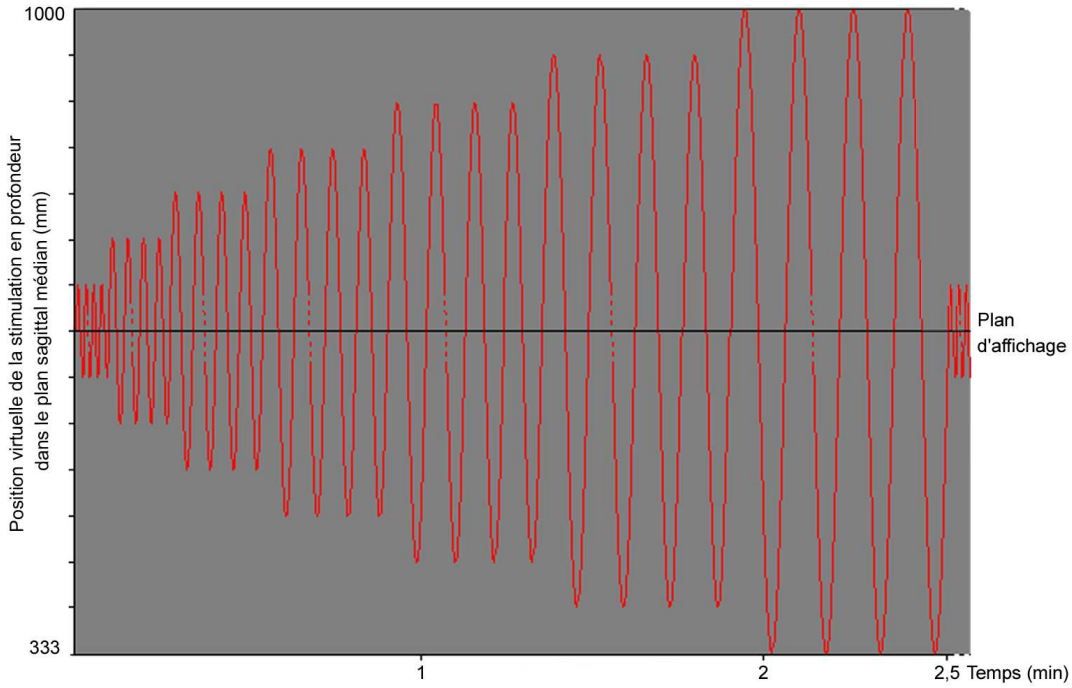


Figure 41 : Profil de la trajectoire virtuelle en profondeur pour une itération

La courbe rouge décrit le déplacement virtuel de la cible au cours du temps. Le plan d'affichage de la cible était placé à 0,67 m. Pour chaque itération, l'amplitude de la sinusoïde était augmentée de 0,048 m à 0,33 m par pas de 0,048 m. L'ensemble des cycles n'ayant pu être représenté sur la figure, des pointillés matérialisent les cycles manquants.

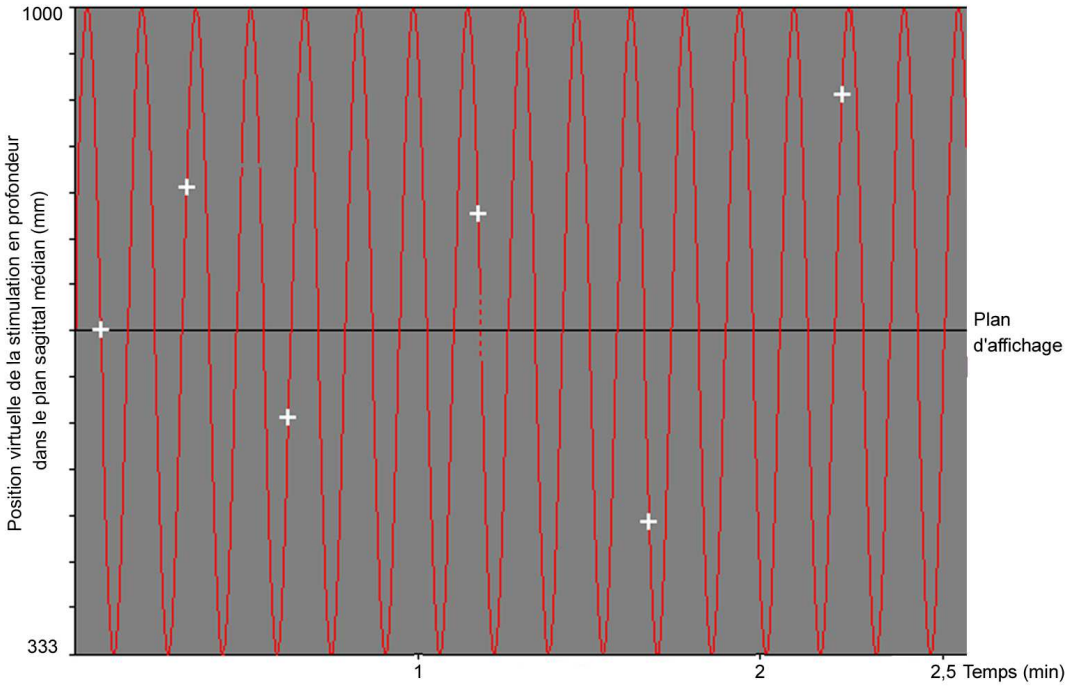


Figure 42 : Profil de la trajectoire virtuelle en profondeur pendant le conflit maximal

La courbe rouge réfère au déplacement virtuel de la cible au cours du temps. La croix blanche correspond à la cible utilisée au cours du conflit maximal. Le plan d'affichage de la cible était placé à 0,67 m pour un déplacement virtuel entre 0,33 m et 1 m à 0,3 Hz.

Pour vérifier l'hypothèse qu'une modulation du contenu fréquentiel de l'image stéréoscopique combinée à une augmentation progressive de la parallaxe horizontale permet d'améliorer la tolérance du système oculomoteur à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude et que sans cette combinaison la tolérance est amoindrie, une autre condition expérimentale, dite ***condition B***, a été définie. Cette condition était semblable à la condition A, à la différence de la cible utilisée. La cible était la croix blanche de haut contraste pendant toute la durée de la stimulation. Ainsi, la condition B était également composée de deux parties : dix premières minutes pendant lesquelles le conflit accommodation/vergence (pré-stimulation) était croissant par modification progressive de la disparité binoculaire et dix minutes pendant lesquelles la visualisation stéréoscopique engendrait le conflit dit maximal. Pendant les dix premières minutes, l'augmentation progressive de la disparité binoculaire suivait la même progression que pour la condition A, c'est-à-dire avec quatre itérations successives de 6 augmentations progressives d'amplitude (voir figure 43, figure 41 et figure 42).

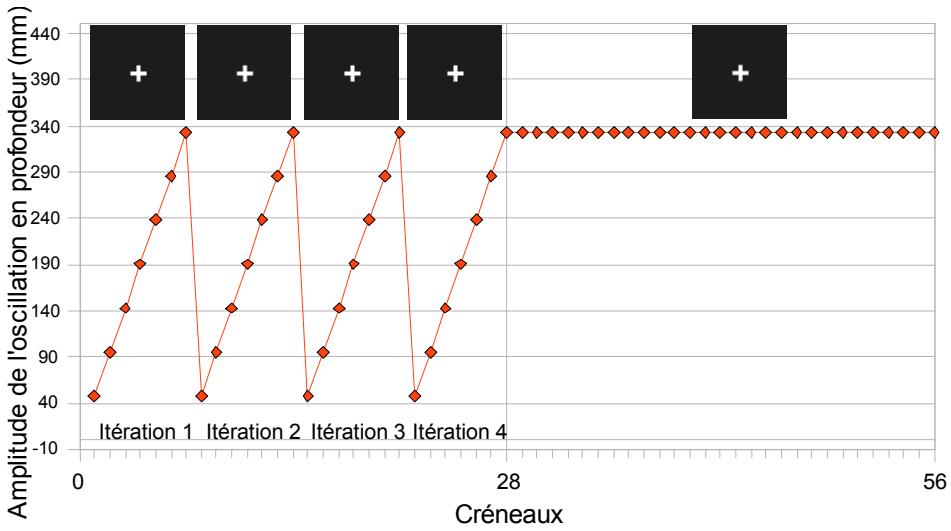


Figure 43 : Condition B

L'exposition dure 20 minutes. Pour chaque itération, l'amplitude de la sinusoïde est augmentée sur 6 créneaux de 0,048 m à 0,33 m (conflit maximal). Les dix dernières minutes (créneaux 28 à 56) correspondent au conflit maximal de cette étude, soit la présentation de la croix de haut contraste oscillant suivant une sinusoïde d'une amplitude de 0,33 m à 0,3 Hz.

Pour s'assurer que la tolérance à la visualisation stéréoscopique ne soit pas uniquement liée à la durée d'exposition, une ***condition C*** a été présentée aux observateurs. Cette condition, comme les précédentes conditions, durait 20 minutes pendant lesquelles le participant était uniquement exposé au conflit maximal (voir figure 44 et figure 42).

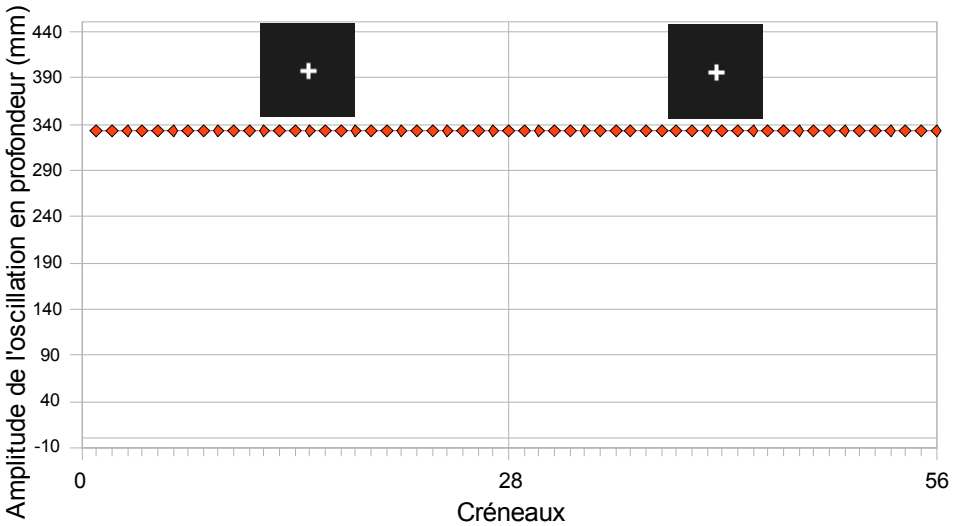


Figure 44 : Condition C

L'exposition dure 20 minutes pendant lesquelles le participant est exposé au conflit maximal, c'est-à-dire à la présentation de la croix de haut contraste oscillant suivant une sinusoïde d'une amplitude de 0,33 m à 0,3 Hz.

Une quatrième condition, dite ***condition D***, a également été réalisée et correspondait uniquement aux dix minutes de conflit maximal des conditions A et B (voir figure 45). Cette condition constitue la stimulation de référence de l'étude, c'est-à-dire la tâche visuelle de base que l'on

cherche à faciliter par les diverses pré-stimulations (A, B et C).

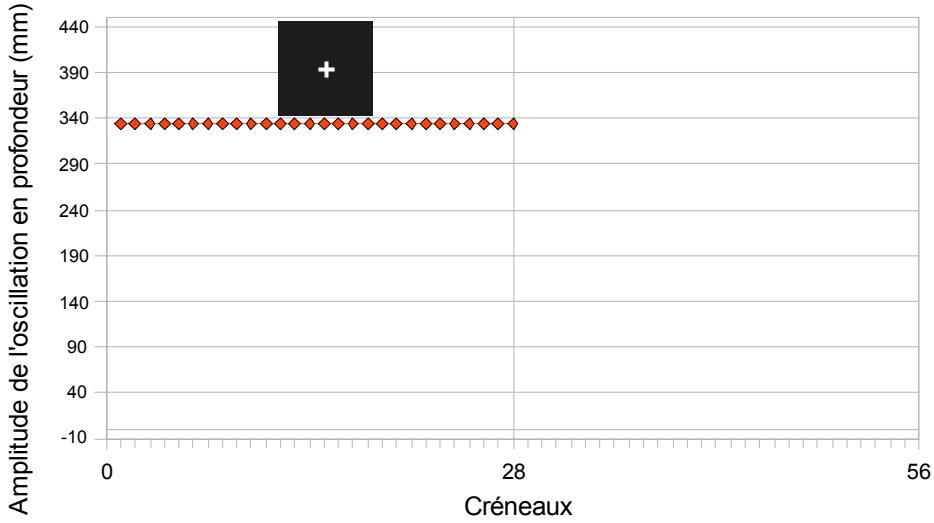


Figure 45 : Condition D

L'exposition dure dix minutes pendant lesquelles le participant est exposé au conflit maximal, c'est-à-dire à la présentation de la croix de haut contraste oscillant suivant une sinusoïde d'une amplitude de 0,33 m à 0,3 Hz.

Avant et après exposition, les participants étaient soumis à un examen optométrique. Plusieurs tests étaient réalisés : la « vergence tonique », « l'accommodation tonique », le lag accommodatif, la latence et la constante de temps accommodative et les ratios AC/A et CA/C. Ces tests ont été choisis en fonction des modifications oculomotrices répertoriées dans la littérature. L'ensemble des tests était réalisé avec l'haploscope décrit au paragraphe 3.2.3 et suivant les procédures détaillées précédemment dans les paragraphes 3.4.2. Le traitement des données était réalisé suivant les procédures exposées au paragraphe 3.5.2.

Le questionnaire renseigné au terme de chaque séance expérimentale était présenté par l'expérimentateur. Il s'agissait d'un questionnaire à choix forcé, à l'exception de la dernière question. Le questionnaire comprenait les questions suivantes :

« 1. Avez-vous vu double la cible durant la session de stimulation ? Oui/Non

1'. Si oui, quel pourcentage du temps estimez vous l'avoir vue double ? 10% / 20% / 30% / 40% / 50% / 60% / 70% / 80% / 90% / 100%.

1''. Si oui, la cible a-t-elle plutôt été vue double lorsqu'elle était vers l'avant, vers l'arrière ou aussi bien en arrière qu'en avant ? Plutôt en avant/ Plutôt en arrière/ Aussi bien en arrière qu'en avant.

2. Après cette session, avez-vous des gênes à signaler ? Oui/Non

2'. Si oui, lesquelles (plusieurs réponses peuvent être cochées) ? Maux de tête/ Yeux qui piquent/ Yeux qui tirent/ Fatigue/ Vision floue/ Vision double/ Autre (précisez).

2''. Si vous avez coché une des cases ci-dessus à quelle intensité estimez vous la gêne sur une échelle allant de 1 à 10, 10 étant la gêne maximale ? 1/2/3/4/5/6/7/8/9/10

3. Avez-vous des remarques ? »

6.2.5. Protocole

Tous les sujets ont été exposés à chacune des quatre conditions. Les conditions étaient espacées d'au moins deux jours complets de manière à s'assurer que l'éventuelle adaptation consécutive à l'une des conditions n'interfère pas avec la nouvelle condition. Ce temps est au-delà de celui nécessaire au déclin de l'adaptation de l'accommodation et de la vergence et du temps de repos observé dans la littérature (Shibata et al., 2011). L'ordre dans lequel le participant était exposé à l'ensemble des conditions était randomisé et équilibré de sorte qu'autant de participants aient passé la condition A avant B et B avant A et ainsi de suite pour l'ensemble des conditions. Il est à noter cependant que ceci n'a pas permis d'équilibrer les rangs de passage pour chaque condition. L'idéal aurait été que chaque condition soit présentée à 3 sujets distincts en rang 1 et ainsi de suite pour les autres rangs.

L'expérimentation suivait le protocole suivant :

- Bilan oculomoteur pré-exposition à l'aide de l'haploscope-optomètre.
- Installation du sujet devant le stéréoscope.
- Calibration de l'Eyelink II et début de l'enregistrement du suivi du regard.
- Exposition à l'une des conditions décrites précédemment (A/B/C ou D). Après chaque exposition, il était demandé au participant de fermer les yeux jusqu'au début des tests sous haploscope. Ceci avait pour but de préserver l'éventuel état adaptatif consécutif à la stimulation en réalité virtuelle.
- Fin de l'enregistrement du suivi oculaire.
- Bilan oculomoteur post-exposition à l'aide de l'haploscope-optomètre.
- Questionnaire.
- Traitement des données.

6.2.6. Analyse statistique

Les informations issues du questionnaire ont été analysées au moyen de tests de Chi². Pour la question traitant de l'estimation du temps pendant lequel la cible était perçue dédoublée, il a été discriminé trois catégories : les participants ayant vu double jusqu'à 30% du temps, ceux ayant vu entre 40 et 70% du temps double et enfin ceux ayant perçu la cible double plus de 70% du temps.

L'analyse du suivi du regard a porté sur la différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse pour chaque créneau (56 pour les conditions A, B et C, 28 pour la condition D). La différence entre l'amplitude attendue et la réponse a été déterminée en valeur absolue de sorte que les écarts au stimulus ne se compensent pas lors des analyses. Les données issues de l'Eyelink ont été analysées au moyen de t-test appariés bilatéraux lorsque cela était possible et d'Anova à un ou plusieurs facteurs selon les cas.

Les données pré-post exposition ont été analysées au moyen d'un t-test apparié bilatéral. La comparaison des post-effets d'une stimulation à l'autre a également été réalisée par un t-test apparié bilatéral. Afin de contrôler l'apparition de faux positifs liés à la multiplicité des comparaisons, une correction du taux de fausses découvertes (false discovery rate - FDR) a été utilisée (Benjamini et Hochberg, 1995 ; Benjamini et Yekutieli, 2001). $P < 0,05$ était considéré comme significatif.

6.3. Résultats

Tous les sujets ont passé l'ensemble des conditions et les résultats de l'ensemble des sujets ont été analysés. Toutefois, dans certains cas, des résultats manquent en cas de dysfonctionnement des dispositifs expérimentaux ou de valeurs aberrantes trop nombreuses. Pour rendre compte de la proportion de données manquantes, les degrés de liberté sur lesquelles les analyses statistiques ont été réalisées sont indiqués dans les tableaux de résultats.

6.3.1. Questionnaire

Les réponses aux questionnaires montrent que 100% des sujets estiment avoir vu la cible double pendant au moins 10% du temps. Cependant, aucun sujet n'a vu la cible double en permanence puisque la diplopie a duré au maximum 90% du temps. Globalement, il y a eu autant de participants à voir la cible double moins de 40%, entre 40 et 70% et plus de 70% du temps de stimulation sauf pour la condition A pendant laquelle les sujets ont majoritairement vu la cible double moins de 70% du temps ($Chi^2 = 14$; $DDL = 2$; $p = 0,0009$). Les capacités des participants à voir la cible simple fait donc preuve de grandes variations interindividuelles. D'autre part, le nombre de participants ayant perçu la cible se dédoubler en avant, en arrière ou aussi bien en avant qu'en arrière était réparti de façon homogène sauf pour la condition A pendant laquelle les participants ont plutôt vu la cible se dédoubler lorsqu'elle semblait en avant du plan d'affichage ($Chi^2 = 6$; $DDL = 2$; $p = 0,0498$). Enfin, moins de 25% des participants ont manifesté des gênes suite aux différentes conditions. Ces gênes n'ont jamais dépassé le niveau 3 d'intensité et étaient du type « maux de tête », « yeux qui piquent », « yeux qui tirent » et « fatigue » selon les sujets et la condition. Ce taux descend à 8,3% pour les conditions A et C.

6.3.2. Suivi du regard

Le détail des résultats associés au suivi du regard est accessible en annexe 9, seul un résumé des principaux résultats est présenté ici.

L'amplitude moyenne de la sinusoïde de réponse vis-à-vis de celle de la sinusoïde de stimulus pour les 56 créneaux de chacune des conditions est présentée dans la figure 46. Cette figure permet de voir que la réponse oculaire des participants est généralement en retard de phase par rapport au stimulus. Ceci indique qu'en moyenne les participants ont mis en place leur réponse en fonction du stimulus et n'ont donc pas anticipé de manière volontaire la poursuite de la cible.

Comme pour la perception dédoublée pendant l'exposition, il existe de grandes disparités interindividuelles quant à la réussite de la tâche visuelle. En effet, sur l'ensemble des conditions, la différence moyenne existant entre la réponse et le stimulus varie selon les sujets de 94,56 à 231,76 mm, pour des performances lors de l'exposition au conflit maximal comprises entre 48,12 et 291,04 mm. Sept participants ont une différence entre la réponse et le stimulus inférieure à 167 mm et 5 sujets ont une différence réponse et stimulus supérieure à 167 mm. On notera que les 7 sujets faisant partie de la population ayant le mieux réalisé la tâche visuelle ne sont pas exactement ceux présentant le moins de perception subjective de dédoublement ; les informations se recoupent pour

3 des 7 sujets.

Les données issues du suivi oculaire montrent que le temps d'exposition réduit la réussite de la tâche (t-test apparié entre C1 et C2, 307 DDL, $t = -3,111$ et $p < 0,0020$). Ainsi, plus l'exposition est longue moins le suivi oculaire des oscillations de la cible est bon. Cependant, il est aussi montré que plus le nombre d'expositions au conflit oculomoteur est grand, meilleur est le suivi de la cible (Anova à 1 facteur : rang de passage sur A2, B2, C2 et D, 3 DDL, $F = 30,220$ et $p < 0,0001$). Ainsi, la performance est la meilleure au début de l'exposition et après que le sujet ait été exposé à plusieurs reprises au conflit accommodation/vergence.

Le suivi oculaire durant la dissociation accommodation/vergence ayant cours lors du conflit maximal est moins bon lors des conditions A, B et C que lors de la condition D. Alors qu'il était attendu un meilleur suivi oculaire durant le conflit maximal après l'exposition au conflit croissant (pré-stimulations A et B), il s'avère en fait que la condition A, notamment, est la condition conduisant au suivi le moins performant pendant le conflit maximal (Anova à 1 facteur : condition sur A2, B2, C2 et D, 3 DDL, $F = 15,025$ et $p < 0,0001$). Toutefois, le suivi oculaire durant les dix premières minutes des conditions A et B est meilleur que pendant celles des conditions C et D (Anova à 1 facteur : condition sur A1, B1, C1 et D, 3 DDL, $F = 68,918$ et $p < 0,0001$).

Enfin, la réalisation de la tâche s'avère être dépendante de la fréquence spatiale de la cible (Anova à 1 facteur : itération sur A1, 3 DDL, $F = 2,988$ et $p = 0,032$). Ainsi, plus la fréquence spatiale de la DOG est basse, meilleure est la performance à suivre les oscillations de la cible.

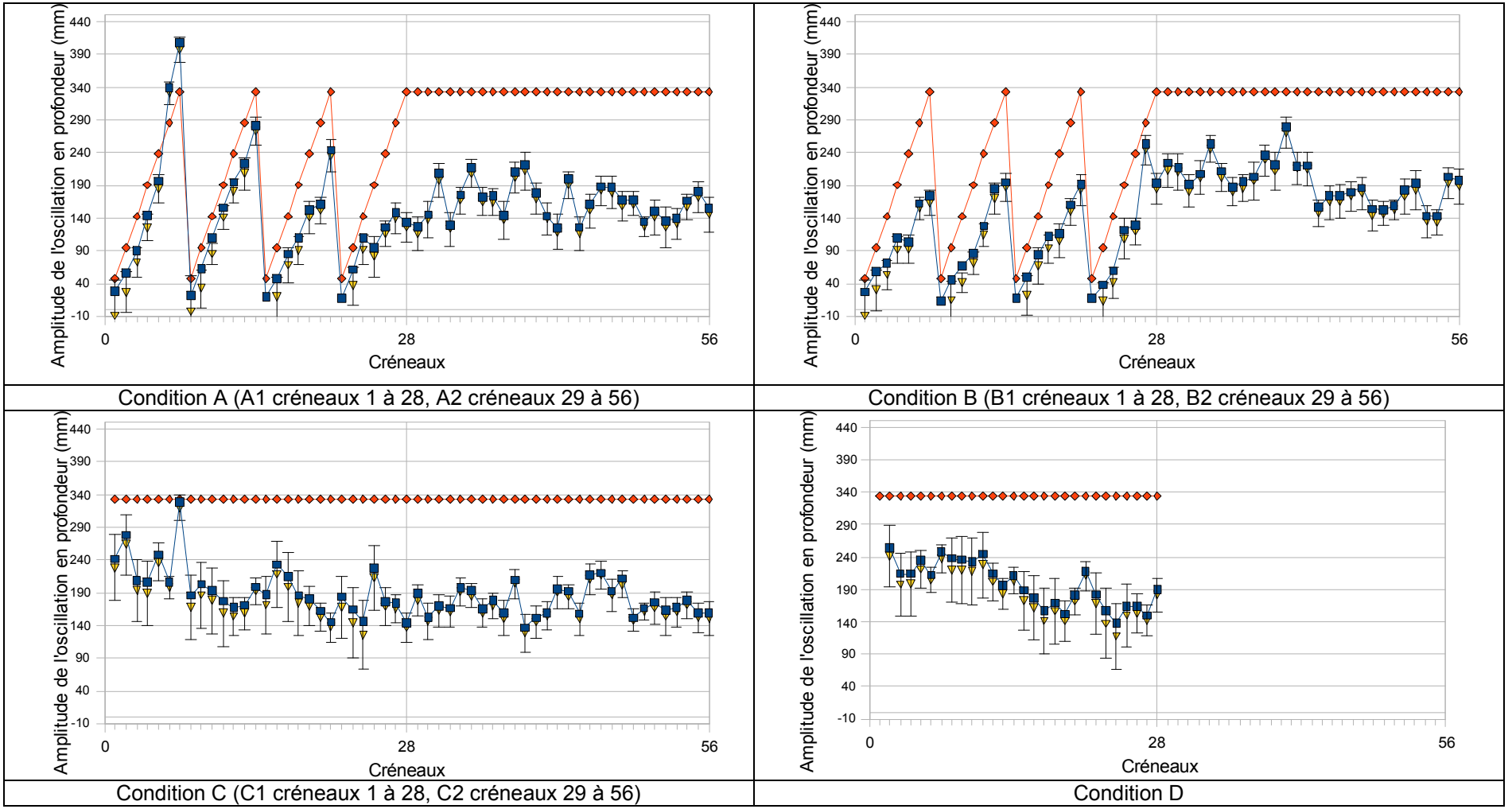


Figure 46 : Amplitude de la sinusoïde de réponse vis-à-vis de celle de la sinusoïde de stimulus pour les 56 créneaux des conditions A, B, C et D

Les losanges orange représentent l'amplitude de la sinusoïde stimulus. Les carrés bleus correspondent à l'amplitude moyenne de la réponse pour chaque condition. Les triangles jaunes matérialisent le déphasage moyen pour chaque créneau de la réponse avec la stimulation. Lorsque le triangle jaune est sous le carré bleu, alors la réponse était en retard de phase et vis-et -versa. Les barres d'erreurs associées aux triangles jaunes correspondent à l'écart-type du déphasage.

6.3.3. Evaluation des paramètres oculomoteurs

L'évaluation des paramètres oculomoteurs a été réalisée sur l'ensemble des sujets avant et après chacune des conditions. Cependant, des mesures sont ponctuellement manquantes du fait de pertes de données avec le PowerRef II. Pour rendre compte de la proportion de données manquantes, les degrés de liberté sont indiqués dans les tableaux de résultats.

L'analyse statistique des tests oculomoteurs réalisés avant les expositions indique qu'il n'y a pas eu d'effet de la condition sur ces derniers (Anova à 1 facteur pour chaque paramètre oculomoteur testé : condition, 3 DDL, $p > 0,05$). Ainsi, l'état oculomoteur des sujets avant l'exposition aux différentes conditions était sensiblement identique d'une session à une autre. De plus, il est montré que le post-effet consécutif à chaque stimulation n'est pas dépendant du nombre d'expositions préalables au conflit oculomoteur subies (Anova à 1 facteur pour chaque paramètre : nombre d'expositions, 3 DDL, $p > 0,05$).

Le post-effet oculomoteur associé à chaque condition est présenté dans le tableau 6, le tableau est subdivisé en trois parties : une partie dédiée aux ratios AC/A et CA/C, une deuxième consacrée aux « composantes toniques » et une dernière partie associée à la dynamique de la réponse accommodative.

Tests	AC/A				CA/C			
Conditions	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,107	-0,008	+0,063	+0,009	-0,024	-0,025	-0,076	-0,023
ET	0,141	0,180	0,139	0,175	0,144	0,061	0,048	0,060
DDL	10	11	11	11	9	10	8	10
t	2,528	0,160	-1,581	-0,188	0,532	1,356	4,791	1,261
p	0,030*	0,876	0,142	0,855	0,608	0,205	0,001*	0,236
p_{corr}	0,210	0,876	0,142	0,855	0,608	0,205	0,010*	0,236

Tests	Accommodation tonique				Vergence tonique			
Conditions	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,015	+0,181	+0,046	+0,071	+0,004	+0,081	+0,023	+0,010
ET	0,213	0,149	0,100	0,101	0,154	0,107	0,209	0,127
DDL	9	10	10	9	11	11	11	11
t	0,216	-4,013	-1,545	-2,223	-0,082	-2,627	-0,384	-0,261
p	0,834	0,003*	0,153	0,053	0,936	0,024*	0,708	0,799
p_{corr}	0,834	0,018*	0,153	0,053	0,936	0,082	0,708	0,799

Tests	Lag				Latence				Constante de temps			
Cond.	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,025	+0,096	-0,096	-0,119	-14,55	-29,09	-18,18	+21,82	-206,66	-134,84	+46,49	-31.83
ET	0,236	0,242	0,238	0,338	96,79	117,47	218,63	162,35	598,57	278,74	268,71	443,20
DDL	9	10	9	11	10	10	10	10	10	10	10	10
t	0,329	-1,320	1,273	1,215	0,498	0,822	0,276	-0,446	1,145	1,004	-0,574	0,238
p	0,749	0,216	0,235	0,250	0,629	0,430	0,788	0,665	0,279	0,140	0,579	0,816
p_{corr}	0,749	0,216	0,235	0,250	0,629	0,430	0,788	0,665	0,279	0,140	0,579	0,816

Tableau 6 : Post-effet moyen consécutif à chaque condition de visualisation stéréoscopique

Le ratio AC/A est donné en angles mètres par dioptrie (AM/D). Le ratio CA/C est donné en dioptries par angle mètre (D/AM). La vergence tonique est exprimée en angles mètres (AM). L'accommodation tonique et le lag sont exprimés en dioptries (D). La latence et la constante de temps sont données en millisecondes (msec). Les astérisques noirs mettent en évidence les paramètres pour lesquels le post-effet est significatif sans l'application de la correction. Les astérisques rouges mettent en évidence les paramètres pour lesquels le post-effet est significatif après correction de Benjamini. L'ordre dans lequel sont présentés les tableaux n'est pas représentatif de l'ordre dans lequel les tests ont été mesurés.

A l'issue des différentes expositions, peu de modifications oculomotrices statistiquement significatives se sont manifestées. On observe une diminution du ratio CA/C pour l'ensemble des conditions expérimentales mais elle n'atteint le seuil de significativité que pour la condition C. Les modifications du ratio AC/A sont moins homogènes entre les conditions. La modification n'est significative que pour la condition A où le ratio est diminué.

Dans l'ensemble, les « composantes toniques » ont tendance à être augmentées par la dissociation accommodation/vergence, mais cette augmentation n'est significative que dans le cas de la condition B. Par ailleurs, on peut considérer que les « composantes toniques » ne sont pas modifiées dans la condition A.

Aucune variation significative n'est observée pour les tests évaluant la dynamique accommodative (lag, latence et constante de temps).

La grande variabilité interindividuelle associée au suivi des oscillations de la cible peut être à l'origine de variations oculomotrices hétérogènes et ainsi expliquer l'absence de modifications oculomotrices manifestes. Ainsi, il a été choisi de décomposer la population en deux sous populations avec, d'une part, les sujets ayant réalisé la tâche visuelle de manière satisfaisante (différence entre amplitude attendue et réponse < 167 mm ; 7 sujets, tableau 7) et d'autre part les sujets ayant eu plus des difficultés à la réaliser (différence entre amplitude attendue et réponse > 167 mm ; 5 sujets, tableau 8).

Tests	AC/A				CA/C			
Conditions	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,053	+0,019	+0,052	+0,020	-0,119	-0,064	-0,067	-0,016
ET	0,103	0,205	0,180	0,149	0,146	0,050	0,025	0,053
DDL	6	6	6	6	4	5	3	6
t	1,368	-0,246	-0,761	-0,355	1,817	3,134	5,332	0,820
p	0,220	0,814	0,476	0,735	0,143	0,026*	0,013*	0,444
p_{corr}	0,220	0,814	0,476	0,735	0,143	0,060	0,090	0,444

Tests	Accommodation tonique				Vergence tonique			
Conditions	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,032	+0,110	+0,003	+0,118	+0,024	+0,112	-0,036	+0,001
ET	0,204	0,062	0,093	0,186	0,169	0,077	0,120	0,163
DDL	6	6	6	6	6	6	6	6
t	0,409	-4,694	-0,095	-1,673	-0,369	-3,844	0,796	-0,013
p	0,626	0,003*	0,927	0,145	0,725	0,009*	0,456	0,990
p_{corr}	0,626	0,023*	0,927	0,145	0,725	0,030*	0,456	0,990

Tests	Lag				Latence				Constante de temps			
Cond.	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	+0,030	+0,069	-0,119	-0,305	-17,14	-40,00	-80,00	+20,00	-272,37	+4,31	+159,19	55.89
ET	0,274	0,259	0,241	0,265	110,41	71,55	133,87	106,58	759,69	99,09	185,67	394,24
DDL	4	6	6	6	6	5	5	5	6	5	5	5
t	-0,247	-0,706	1,304	3,042	0,411	1,369	1,464	-0,460	0,949	-0,107	-2,100	-,347
p	0,817	0,506	0,240	0,023	0,696	0,229	0,203	0,665	0,376	0,919	0,090	0,743
p_{corr}	0,817	0,506	0,240	0,023	0,696	0,229	0,203	0,665	0,376	0,919	0,090	0,743

Tableau 7 : Post-effet moyen consécutif à chaque condition de visualisation stéréoscopique pour les sujets ayant une différence entre amplitude attendue et réponse < 167 mm

Tests	AC/A				CA/C			
Conditions	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,202	-0,047	+0,080	-0,005	+0,071	+0,022	-0,083	-0,034
ET	0,162	0,153	0,065	0,224	0,054	0,034	0,063	0,078
DDL	3	4	4	4	4	4	4	3
t	2,502	0,681	-2,746	0,053	-2,925	-1,446	2,983	0,869
p	0,088	0,533	0,052	0,9603	0,043*	0,222	0,041*	0,449
p_{corr}	0,088	0,533	0,052	0,9603	0,301	0,222	0,142	0,449

Tests	Accommodation tonique				Vergence tonique			
Conditions	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	+0,033	+0,305	+0,122	+0,088	-0,024	+0,038	+0,106	+0,022
ET	0,226	0,185	0,062	0,085	0,144	0,137	0,290	0,064
DDL	3	3	3	3	4	4	4	4
t	-0,295	-3,303	-3,940	-2,052	0,376	-0,626	-0,822	-0,763
p	0,787	0,046*	0,029*	0,136	0,726	0,565	0,457	0,488
p_{corr}	0,787	0,160	0,204	0,136	0,726	0,565	0,457	0,488

Tests	Lag				Latence				Constante de temps			
Cond.	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Moy	-0,079	+0,144	-0,043	+0,142	-10,00	-16,000	+56,000	+24,000	-91,672	-301,82	-88,752	-137.08
ET	0,208	0,237	0,276	0,252	82,462	166,373	290,654	227,332	111,145	343,606	309,039	520,781
DDL	4	3	2	4	3	4	4	4	3	4	4	4
t	0,857	-1,214	0,271	-1,265	0,243	0,215	-0,431	-0,236	1,650	1,964	0,642	0,589
p	0,440	0,312	0,812	0,277	0,824	0,840	0,689	0,825	0,198	0,121	0,556	0,588
p_{corr}	0,440	0,312	0,812	0,277	0,824	0,840	0,689	0,825	0,198	0,121	0,556	0,588

Tableau 8 : Post-effet moyen consécutif à chaque condition de visualisation stéréoscopique pour les sujets ayant une différence entre amplitude attendue et réponse > 167 mm

La distinction des deux populations montre que la diminution du ratio CA/C consécutive à la condition C est une tendance générale observée aussi bien pour l'ensemble de la population et que pour les deux sous-populations. La condition D, identique à C hormis le temps d'exposition, tend vers le même type d'observation mais avec des proportions plus faibles qui ne permettent pas de mettre en évidence une modification significative. Le comportement est hétérogène pour les conditions A et B pendant lesquelles les sujets montrent une tendance à la diminution du CA/C chez les sujets ayant le mieux réalisé la tâche visuelle alors qu'il augmente chez les autres. Pour la condition A, le AC/A tend vers un déclin pour l'ensemble de la population comme pour les deux sous-populations. Pour les autres conditions (B, C et D), les modifications du ratio AC/A sont faibles et ne dénotent pas de tendance générale.

L'augmentation des « composantes toniques » pour la condition B est une tendance retrouvée pour l'ensemble de la population et dans les deux sous-populations. Le comportement oculomoteur suite aux conditions A, C et D est lui plus hétérogène et dépend de la « composante tonique » considérée et de la population considérée.

Quelque soit la population considérée, aucune modification de la dynamique accommodative n'est significative. Les écarts-types associés à ces mesures témoignent de leur grande hétérogénéité, cette dernière semblant être indépendante de la population considérée.

Les comparaisons deux à deux des conditions de stimulation (t-test apparié) ne mettent en évidence une différence significative que pour le AC/A de réponse entre les conditions D et A (après

application de la correction statistique de Benjamini) (voir tableau 9).

Tests	Cond A-Cond B		Cond C-Cond A		Cond C-Cond B		Cond D-Cond C		Cond D-Cond A		Cond D-Cond B	
	Diff moy	p (p_{corr})	Diff moy	p (p_{corr})	Diff moy	p (p_{corr})	Diff moy	p (p_{corr})	Diff moy	p (p_{corr})	Diff moy	p (p_{corr})
AC/A rép.	-0,124	0,077	+0,168	0,039* (0,273)	+0,072	0,330	-0,054	0,361	+0,138	0,007* (0,049)*	+0,018	0,776
CA/C	-0,012	0,731	-0,051	0,377	-0,064	0,030* (0,210)	+0,044	0,259	+0,021	0,712	+0,014	0,661
Acc. T.	-0,189	0,054	+0,029	0,563	-0,105	0,049* (0,172)	+0,056	0,332	+0,115	0,133	-0,074	0,325
Verg. T	-0,078	0,070	+0,020	0,704	-0,058	0,273	-0,014	0,815	+0,006	0,839	-0,072	0,088
Lag	-0,190	0,110	-0,068	0,377	-0,233	0,086	+0,042	0,749	-0,051	0,740	-0,233	0,074
Latence	-4,00	0,939	+8,00	0,905	+10,91	0,868	+16,00	0,708	+48,00	0,3363	+48,00	0,373
Const. temps	-38,702	0,627	+79,729	0,182	+181,33	0,140	+128,44	0,279	+197,74	0,537	+25,11	0,856

Tableau 9 : Comparaison deux à deux des conditions de visualisation stéréoscopique

Le ratio AC/A est donné en angles mètres par dioptrie (AM/D). Le ratio CA/C est donné en dioptries par angle mètre (D/AM). La vergence tonique est exprimées en angles mètres (AM). L'accommodation tonique et le lag sont exprimés en dioptries (D). La latence et la constante de temps sont données en millisecondes (msec). Les astérisques noirs mettent en évidence les paramètres pour lesquels le post-effet est significatif sans l'application de la correction. L'astérisque rouge met en évidence le paramètre pour lequel le post-effet est significatif après correction de Benjamini.

La comparaison des conditions A et B a pour intérêt de mettre en relief l'utilité d'une modulation du contenu fréquentiel de l'image combinée à une augmentation progressive de la disparité binoculaire par rapport à une même augmentation de la disparité seule. Il s'avère que la différence de post-effet entre les deux conditions est trop faible pour conduire à des modifications significatives.

Les comparaisons des conditions C-A et C-B ont pour intérêt de déterminer si une pré-stimulation spécifique en termes de disparité et/ou de contenu fréquentiel de l'image permet une meilleure tolérance du système oculomoteur vis-à-vis d'une pré-stimulation non spécifique de même durée. Le ratio AC/A montre une tendance à être plus élevé suite à la condition C qu'aux conditions A ou B. Le ratio CA/C montre une tendance à être plus faible suite à la condition C qu'à la condition A ou B. « L'accommodation tonique » a, quant à elle, le plus augmenté après la condition B.

La comparaison des conditions C et D a pour but de déterminer si le post-effet oculomoteur est fonction du temps d'exposition au conflit accommodation/vergence. Les résultats montrent que les variations consécutives aux dix minutes d'exposition ne diffèrent pas significativement de celles observées après 20 minutes d'exposition.

Les comparaisons des conditions D-A et D-B ont pour but de déterminer si les pré-stimulations spécifiques (conditions A et B) facilitent l'évolution adaptative des paramètres oculomoteurs vis-à-vis de la condition D de référence. Les résultats montrent que seul le AC/A est significativement plus faible suite à la condition A qu'à la condition D.

6.4. Discussion

L'objectif de la présente étude était de chercher à améliorer la tolérance du système oculomoteur à la contrainte imposée par les dispositifs de visualisation en relief. Pour ce faire, un contrôle du contenu fréquentiel de l'image et du niveau des disparités binoculaires a été réalisé afin de créer un conflit d'amplitude croissante entre les demandes en accommodation et en vergence. L'intérêt du contrôle de ces deux paramètres est discuté en termes de réalisation de la tâche visuelle et de tolérance oculomotrice.

6.4.1. Réalisation de la tâche visuelle

6.4.1.1. Diplopie et réussite de la tâche visuelle

D'un point de vue subjectif comme objectif, la réalisation de la tâche visuelle a été diversement réussie. En effet, malgré des critères d'inclusion communs, le taux de vision double pendant la tâche visuelle fluctue de 10% à 90% suivant les observateurs et les conditions. Ce retour subjectif est confirmé par la grande disparité des résultats obtenus pour le suivi oculaire. Sur l'ensemble des conditions, l'écart moyen entre l'amplitude de la réponse et celle du stimulus varie de 94,56 mm à 231,76 mm, selon les sujets. Dans les études de Eadie et al. (2000) et de Wann et Mon-Williams (2002), il est mentionné que les dix premières minutes d'exposition à leur stimulus stéréoscopique étaient source de diplopie, mais qu'à l'issue de ces dix minutes le maintien simple et net de la cible était aisé par la mise en jeu d'un effort volontaire, au prix cependant de tiraillements oculaires et de maux de tête. Il est mentionné que cet effort ne permettait pas toujours le maintien simple et net de la cible. La perception double de la cible, pour le type d'oscillation utilisé, est donc un fait connu et l'effort volontaire évoqué pour percevoir la cible simple montre à quel point l'implication du sujet est nécessaire à la réussite de la tâche. Outre leur implication, il est possible que les capacités oculomotrices des participants aient été un facteur de réussite ou d'échec pour la réalisation de la tâche. La phorie est connue pour être une bonne prédictrice de l'inconfort des sujets aux dispositifs stéréoscopiques ainsi que du nombre d'épisodes de diplopie risquant de se manifester pendant l'exposition (Emoto et al., 2005 ; Lambooij et al., 2009a ; Shibata et al., 2011). Toutefois, il n'est pas observé de corrélation entre la valeur de la phorie à l'infini optique, mesurée pendant la pré-exposition, et le taux global de diplopie pendant les stimulations (R^2 = 0,0002). Comme pour la diplopie, il n'a pas été mis en évidence de lien de corrélation entre la phorie des sujets et le ratio quantifiant la capacité des sujets à suivre la cible (R^2 = 0,332). La phorie à l'infini optique ne semble donc pas être un bon indicateur des capacités oculomotrices des participants à effectuer la tâche visuelle de la présente étude.

6.4.1.2. Impact du nombre d'expositions et de la durée d'exposition

Le protocole expérimental comprend l'exposition de chaque participant à quatre conditions expérimentales successives et différentes. Les résultats obtenus sur le suivi oculaire mettent en évidence la mise en place d'un effet d'« apprentissage », puisque qu'il s'avère que plus l'observateur est exposé de nombreuses fois à une visualisation stéréoscopique, plus la performance de son suivi oculaire des déplacements de la cible augmente. Etant donné l'effet du nombre d'expositions sur le suivi oculaire (effet « rang de passage »), il était essentiel de contrebalancer l'ordre de passage des conditions expérimentales pour pouvoir étudier, indépendamment de cet effet, l'impact de chaque condition expérimentale sur le suivi oculaire.

On note également que la durée d'exposition réduit la performance du suivi oculaire. Ainsi, plus l'exposition dure longtemps, plus la performance du suivi oculaire diminue. Les expositions de courtes durées sont donc à privilégier pour éviter la fatigue de l'observateur. La littérature avait déjà mis en évidence, à de nombreuses reprises, la fatigue oculaire consécutive à l'exposition à des dispositifs de visualisation en relief. Cette fatigue est généralement identifiée par l'évolution des paramètres oculomoteurs et/ou par l'utilisation de rapports subjectifs de type questionnaire (Inoue et Ohzu, 1997 ; Neveu et al., 1998 ; Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2005). Les résultats de notre étude montrent que la fatigue peut également être caractérisée par la performance du suivi oculaire au cours du temps. Alors que la mise en évidence de fatigue visuelle était généralement consécutive à des temps d'exposition à la dissociation accommodation/vergence de plus d'une heure, on observe que la fatigue se manifeste également de manière précoce pour des expositions de 20 minutes. Ce constat est en accord avec l'étude de Shibata et al. (2002) qui mettait en évidence des plaintes visuelles dès deux minutes d'exposition sur des stimulations exploitant des gammes de disparités proches de celles de la présente étude.

6.4.1.3. Bénéfice des pré-stimulations

Les résultats obtenus avec le suivi oculaire pendant les diverses conditions d'exposition ne mettent pas en évidence de bénéfice des pré-stimulations spécifiques (conditions A et B) sur la réalisation de la tâche lors du conflit maximal (dix dernières minutes de chaque conditions). D'ailleurs, l'utilisation d'une pré-stimulation combinant l'augmentation progressive des disparités binoculaires avec l'augmentation progressive du contenu fréquentiel de l'image stéréoscopique conduit au suivi le moins performant pendant le conflit maximal. Cependant, il faut noter que c'est pendant les pré-stimulations A et B que le suivi oculaire est le plus performant. Ainsi, les hypothèses réalisées sur l'apport de stimulations contrôlées en termes de disparités binoculaires et fréquences spatiales sur le suivi d'une cible en mouvement semblent être vérifiées sans pour autant que ces pré-stimulations permettent l'amélioration du suivi oculaire lors du conflit maximal, conflit de référence. Le protocole ayant été défini de façon empirique du fait de l'absence de données dans la littérature, il est possible que le protocole utilisé pour passer des pré-stimulations spécifiques au conflit maximal n'ait pas été optimal pour permettre le maintien d'un suivi oculaire performant lors du conflit maximal.

6.4.2. Tolérance oculomotrice

Globalement les modifications oculomotrices observées sont de faible amplitude et présentent une grande variabilité interindividuelle. Cette variabilité persiste malgré la distinction de deux sous-populations : celle des sujets ayant le mieux suivi les mouvements de la cible et celle des sujets ayant eu des difficultés à suivre la cible. La durée de l'examen post-exposition peut avoir eu des conséquences sur l'amplitude des modifications constatées. Bien que le temps ait été optimisé et que les sujets aient fermé les yeux entre les tests pour conserver au mieux leur état adaptatif post-exposition, l'examen des paramètres oculomoteurs durait en moyenne 25 minutes, ce qui a pu avoir un impact notamment sur les tests réalisés en fin d'examen. Pour limiter cet impact, les tests oculomoteurs ont été randomisés de sorte que les tests réalisés en fin d'examen ne soient pas toujours les mêmes.

Il faut noter également que les pertes de données ponctuelles liées aux dispositifs expérimentaux, diminuent parfois de manière importante l'effectif de la population et rendent les analyses statistiques moins puissantes. Il sera ainsi discuté non seulement les résultats significatifs (avec et sans la correction de Benjamini) mais également les tendances dans l'évolution des paramètres oculomoteurs.

6.4.2.1. Modifications du couplage

La visualisation stéréoscopique engendre une demande accommodative fixe sur un plan d'affichage et une demande en vergence variable suivant l'effet de relief recherché. Cette spécificité, créant des demandes disparates pour chacune des composantes oculomotrices nécessite un fonctionnement nouveau du système oculomoteur. En effet, pour continuer à maintenir une accommodation précise sur le plan d'affichage, il est nécessaire que l'accommodation induite par la vergence soit minimisée. Sans cela, l'accommodation serait imprécise et source d'erreur pour la réponse oculomotrice (Okada et al., 2006 ; Hoffman et al., 2008). Ainsi, si le système oculomoteur est capable de mettre en place un processus adaptatif, alors celui-ci devrait conduire à une diminution du ratio CA/C afin que les variations de vergence ne conduisent pas à des oscillations d'accommodation trop grandes et que le plan d'affichage soit maintenu dans la profondeur de champ (Rushton et Riddell, 1999). Une diminution du ratio CA/C constituerait donc un atout majeur pour répondre efficacement aux conditions de stimulation.

Dans notre cas, la diminution du CA/C est une tendance observable pour l'ensemble des conditions d'exposition mais significative uniquement pour la condition C. Pour cette dernière, la diminution des gains de l'accommodation de vergence est trois fois plus importante que pour les trois autres conditions. Ce type de modification est en accord avec les études de Eadie et al. (2000) et de Wann et Mon-Williams (2002) qui avaient montré un déclin du CA/C pour une stimulation proche de la condition C de la présente étude (croix oscillant sinusoïdalement entre 0 et 3 AM pour un écran placé à 1,5 AM). Ces études étaient menées sur une exposition stéréoscopique d'une heure, soit trois fois plus longue que dans notre étude. Ainsi, le déclin obtenu était de l'ordre de 0,3 D/AM, alors qu'il est en moyenne de 0,076 D/AM dans notre étude. Au vu de la différence de durée d'exposition

et de la gamme de disparité explorée, nos résultats semblent en cohérence avec la littérature. La dépendance de la diminution adaptative du CA/C à la durée d'exposition au conflit maximal est également confirmée par le protocole utilisé dans la présente étude puisque la diminution observée est plus manifeste après 20 minutes d'exposition au conflit maximal (condition C) qu'après dix minutes (condition D).

On remarque que l'exposition à un conflit oculomoteur croissant, utilisant des stimulus en basses fréquences spatiales connues pour bien stimuler la mise en œuvre de la vergence fusionnelle, n'a pas permis un déclin du CA/C plus marqué. Les modalités d'application du conflit accommodation/vergence croissant retenues dans l'étude ont été définies de façon empirique en l'absence de données dans la littérature. Plusieurs caractéristiques des profils de stimulation peuvent être incriminées :

- Les disparités utilisées (pas de disparité entre deux créneaux, nombre de sinusoïdes pour chaque créneau, nombre d'itérations),
- Les fréquences spatiales utilisées (gamme de fréquence, nombre de DOG, transition dans le contenu en fréquences spatiales d'une itération à l'autre),
- La fréquence temporelle (évolution, gamme de fréquence temporelle),
- La durée de la pré-stimulation.

Le niveau du déclin du CA/C observé pour les conditions A et B, composées d'une pré-stimulation et de dix minutes de conflit maximal, est identique à celui observé pour la condition D composée uniquement des dix minutes de conflit maximal. Aussi, pourrait-il être supposé que les pré-stimulations aient été sans effet et que le petit déclin du CA/C observé est à attribuer au conflit maximal. Cependant, l'observation des résultats dans les deux sous-populations montre que le niveau du CA/C en A et en B diffère de la condition D. Chez les sujets ayant le mieux réalisé le suivi des mouvements de la cible, la condition A engendre le plus fort déclin du CA/C. A contrario, chez les sujets ayant moins bien effectué la tâche, le CA/C augmente.

On retiendra, que c'est lorsque le sujet est exposé directement à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude pour une durée d'exposition suffisante, que l'adaptation du CA/C est la plus importante.

Si l'on se réfère aux études de Eadie et al. (2000) et de Wann et Mon-Williams (2002), outre le déclin du CA/C, la diminution du AC/A était également attendue. Cette diminution n'est observable que pour la condition A alors même que la stimulation des auteurs cités précédemment était plus proche de la condition C. La condition C montre, a contrario, une tendance à l'augmentation et non à la diminution. Il faut rappeler que les études de Eadie et al. (2000) et de Wann et Mon-Williams (2002) ont été effectuées sur un effectif restreint de 2 sujets et donc qu'il n'a pas été réalisé d'étude statistique sur les résultats obtenus. Dans notre ensemble de sujets, il est également possible de trouver des comportements individuels du même type que ceux mis en évidence dans les études de Eadie et al. (2000) et de Wann et Mon-Williams (2002) pour la condition C. Toutefois, l'analyse statistique sur l'ensemble de la population ne permet pas de confirmer ce comportement.

Il est à noter que les modifications du AC/A consécutives à la condition B sont minimes. Pourtant, cette condition diffère de A uniquement par le type de cible utilisée pendant la pré-stimulation. Ainsi, si la modification du AC/A est liée à l'utilisation d'un conflit croissant, ceci est dû uniquement à la composante en basse fréquence spatiale. Pour la condition A, on remarque que le déclin du AC/A est particulièrement manifeste chez les sujets ayant le moins bien réalisé le suivi des mouvements de la cible. Chez ces sujets, la performance du suivi oculaire a été particulièrement atteinte par l'augmentation de la fréquence spatiale de la cible (le passage de la DOG 0,2 à 0,635 cpd conduit à une diminution de la performance de 7,7 %, celui de la DOG 0,635 à 2,016 cpd à 27,8 % et celui de la DOG 2,016 à 6,4 cpd à 35,3 %). Chez les sujets ayant le mieux réussi la tâche visuelle, le taux de déclin de la performance diminue à mesure que la fréquence spatiale augmente (le passage de la DOG 0,2 à 0,635 cpd conduit à une diminution de la performance de 13 %, celui de la DOG 0,635 à 2,016 cpd à 11,6 % et celui de la DOG 2,016 à 6,4 cpd à 5,1 %). Le passage des DOG de basses fréquences spatiales aux DOG de hautes fréquences spatiales a donc été particulièrement délétère chez les sujets en difficulté. Cet effet pourrait être attribué à un comportement spécifique de ces sujets. Oliva et Schyns (1997) ont montré que lorsque le système visuel s'est habitué à utiliser un type d'information (i.e. basses fréquences spatiales), l'ajout d'autres informations (comme le passage à une DOG de plus haute fréquence spatiale) peut ne pas changer la stratégie initialement adoptée. Ainsi, malgré la présentation de cibles pauvres en basses fréquences spatiales, ces sujets ont pu continuer à réaliser la tâche visuelle à partir des basses fréquences contenues dans l'image bien que cette stratégie ne permettait pas un bon suivi des oscillations de la cible. Si la diminution du AC/A peut être compréhensible dans le cas d'un conflit accommodation/vergence, on notera cependant que ce déclin est associé à une augmentation du CA/C contre-adaptative. La compréhension du mécanisme sous-jacent à ces modifications reste à déterminer.

La diminution du AC/A a pour principal intérêt, en concordance avec la diminution du CA/C, de minimiser l'impact du couplage accommodation/vergence. Le couplage étant le lieu où la discordance oculomotrice entre les demandes d'accommodation et de vergence pose problème, la réduction des gains du couplage permettrait ainsi de limiter le signal d'erreur inhérent à la dissociation accommodation/vergence.

En dehors du comportement observé pour la condition A, les conditions B et D ne font pas état de modifications notables, tandis que la condition C tend vers une augmentation du AC/A. Cette augmentation du ratio AC/A va à l'encontre de la diminution du signal d'erreur mis en avant précédemment. Toutefois, l'augmentation du gain de vergence accommodative permet, pour un stimulus accommodatif associé au plan d'affichage à 1,5 AM et donc, dans notre cas en avant des « positions toniques », d'augmenter la réponse en vergence pour l'approcher vers la gamme de disparité explorée. De plus, cela permet d'exploiter la profondeur de champ en utilisant les faibles variations accommodatives autour du plan d'affichage des stimulations avec un facteur d'amplification (par l'intermédiaire de l'accommodation de vergence) pour alimenter la réponse de vergence. Ainsi, la condition C a conduit à une augmentation du AC/A mais également à un déclin du

CA/C. Il en résulte une relation inverse entre les deux ratios. Ce type de relation est connu de la littérature qui mentionne qu'un AC/A anormalement fort est généralement accompagné d'un CA/C anormalement faible (Schor et Horner, 1989 ; Schor, 1992 ; Rosenfield, 1997a ; Fukushima et al., 2009).

6.4.2.2. Modification des « composantes toniques »

Outre les ratios, Rushton et Riddell (1999) proposent que l'adaptation des paramètres oculomoteurs puisse conduire à une modification des « composantes toniques ». Les résultats montrent que les « composantes toniques » ont tendance à augmenter après l'exposition aux conditions B, C et D avec une modification significative dans le cas de la condition B. On note que la « composante tonique » d'accommodation présente des augmentations plus importantes que la composante de vergence. Or, la littérature mentionne que la vergence est une composante s'adaptant rapidement avec un post-effet pouvant recouvrir 100% de la contrainte. L'adaptation de « l'accommodation tonique », à la différence, ne s'adapte habituellement qu'à hauteur de 10% de la contrainte (Schor et al., 1984b). L'adaptation de la « composante tonique » de vergence aurait donc dû être plus importante que celle de « l'accommodation tonique ». Seule la condition B produit une adaptation de sa composante de « vergence tonique » permettant d'être autour de 1 AM pour une oscillation de la cible entre 1 et 3 AM. Cette nouvelle « position tonique » est satisfaisante puisqu'elle permet au système oculomoteur de limiter l'amplitude de la réponse phasique en s'approchant au plus près de la gamme de stimulation de la vergence. De plus, cette position amène à répondre à la demande en vergence par un mouvement de convergence. Une position intermédiaire dans la gamme de disparité, comme proposé par Rushton et Ridell (1999), aurait conduit le système de vergence à devoir répondre, la moitié du temps d'exposition, en divergence relative par rapport à la « position tonique ». Ceci aurait constitué un mouvement plus difficile à mettre en œuvre que la convergence relative, d'autant que la stimulation accommodative ne permettait pas d'entraîner la divergence relative. La condition B est seule ayant pu atteindre ce niveau d'adaptation de la « vergence tonique ».

L'augmentation des « composantes toniques » a pour principal intérêt de placer le système oculomoteur directement dans la zone de stimulation et donc de limiter la stimulation des composantes phasiques. La limitation de la réponse phasique des deux composantes permet, en outre, de limiter la stimulation du couplage, et donc le signal d'erreur.

6.4.2.3. Plaintes subjectives

Les questionnaires montrent que les différentes expositions ont engendré des plaintes. Les gênes répertoriées (maux de tête, yeux qui piquent, yeux qui tirent et fatigue) sont du même type que celles retrouvées dans la littérature (Shibata, 2002 ; Wann et Mon-Williams, 2002 ; Yano et al., 2002). Le taux de plaintes ne dépasse pas 25 % et est en deçà de celui ayant pu être observé après une séance de cinéma en relief qui s'élevait à 30 % (Berezin, 2010, cité dans Shibata, 2011). Les symptômes subjectifs sont donc restés limités. Ceci peut être attribué au fait que le plan d'affichage des cibles était situé en vision intermédiaire (0,67 m) et que la convergence était plus sollicitée que

la divergence relative. Ceci se distingue donc de la configuration répertoriée comme la plus encline à induire des symptômes visuels qui est l'utilisation d'un plan d'affichage éloigné avec des disparités créant une divergence relative (Shibata et al., 2011). De plus, les disparités utilisées pendant les différentes stimulations étaient limitées pour être comprises dans la zone de vision binoculaire simple et nette d'un sujet dans les normes, et la divergence relative était en outre limitée à la zone de confort définie par le critère de Percival.

Les conditions A et C sont celles ayant suscité le moins de plaintes. Il est donc à noter que 20 minutes de conflit maximal ont engendré moins de plaintes que dix minutes d'exposition au même conflit maximal. Les gênes visuelles ne semblent donc pas être corrélées à la durée d'exposition. Pourtant, l'expérimentation 2 de Shibata et al. (2011) portant sur une exposition de 20 minutes sur des disparités de moins grande amplitude que celles utilisées dans la présente étude, montre une augmentation des plaintes au fur et à mesure de la progression du temps d'exposition. Dans leur étude, les plaintes étaient relevées toutes les deux minutes d'exposition, tandis que dans notre cas, le questionnaire était présenté à la fin de la séance et donc après l'exposition et après les tests de l'haploscope. Bien que d'une séance à l'autre, les tests sous haploscope aient été rigoureusement identiques, ils peuvent avoir interféré avec la stimulation sur le ressenti subjectif des sujets. Il est à noter cependant que le lien entre les gênes ressenties et les difficultés à réaliser les tests sous haploscope après la stimulation n'est pas statistiquement significatif ($Chi^2 = 4,962$; DDL = 2 ; $p = 0,084$).

6.4.2.4. Fatigue visuelle

Malgré les plaintes subjectives, l'évaluation des paramètres oculomoteurs ne montre pas de signes objectifs de fatigue accommodative. En effet, quelle que soit la condition d'exposition, il n'a pas été mis en évidence de détérioration de la dynamique de la composante accommodative (lag, latence, constante de temps). Pourtant, dans les études de Emoto et al. (2005), Yano et al. (2002) et Inoue et Ohzu (1997), la dynamique de la réponse accommodative était nettement dégradée. Dans ces expérimentations, l'exposition stéréoscopique durait 3 fois plus longtemps que dans notre étude, ce qui a pu contribuer à la mise en place d'une fatigue visuelle. L'absence de signes objectifs de fatigue accommodative peut être attribuée à la durée limitée des expositions considérées dans l'étude.

Au-delà des paramètres dynamiques, l'adaptation des composantes toniques est restée limitée, notamment en ce qui concerne la vergence. La faible adaptation pourrait refléter une fatigue de cette composante. En effet, s'il n'a pas été mis en évidence de fatigue oculomotrice en se basant sur les résultats obtenus pour la composante accommodative, il ne peut être exclu que la composante de vergence, qui d'ailleurs est la composante sur laquelle a reposé une demande importante et répétitive, ait pu manifester une fatigue. La baisse de performance du suivi oculaire observée au fur et à mesure du temps d'exposition et l'existante de plaintes visuelles alimentent également cette hypothèse.

6.4.3. Facteurs influençant l'adaptation

Plusieurs comportements sont considérés comme adaptatifs. La modification la plus représentative d'une adaptation du système oculomoteur est le déclin du CA/C. L'augmentation ou la diminution du AC/A peuvent toutes deux être considérées comme adaptatives. Enfin, la modification des « positions toniques » d'accommodation de vergence pour s'approcher au plus près de la zone de stimulation sont également considérées comme adaptatives. Dans le cas de la présente étude, il est ainsi attendu une augmentation des « composantes toniques ». Le tableau 10 récapitule les conditions pour lesquelles un comportement de type adaptatif est observé.

	↘ CA/C	↘ AC/A	↗ AC/A	↗ acc. ton.	↗ verg. ton.
Cond. A	x	x			
Bon suivi oculaire	x	x			x
Mauvais suivi		x		x	
Cond. B	x			x	x
Bon suivi oculaire	x			x	x
Mauvais suivi		x		x	x
Cond. C	x		x	x	x
Bon suivi oculaire	x		x		
Mauvais suivi	x		x	x	x
Cond. D	x			x	
Bon suivi oculaire				x	
Mauvais suivi	x				x

Tableau 10 : Récapitulatif des comportements adaptatifs
en fonction des conditions de visualisation stéréoscopique

Les « x » indiquent les conditions pour lesquelles un comportement adaptatif est observé. Les cellules d'un vert vif indiquent un comportement significativement adaptatif. Les cellules d'un vert clair indiquent un comportement adaptatif non significatif après correction de Benjamini. Les cellules rouges indiquent un comportement contre-adaptatif.

La condition de stimulation assurant le meilleur déclin du CA/C est la condition C. Le comportement adaptatif, plus marqué pour cette condition, peut être attribuée au fait que, durant cette exposition, le conflit maximal a été présenté pendant une durée plus longue (20 minutes) que pour les autres conditions où l'exposition à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude était limitée à dix minutes. L'adaptation du CA/C nécessite donc une exposition prolongée à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude pour se manifester.

La condition expérimentale C est associée à une augmentation du AC/A. Ce type d'adaptation permet de tirer au maximum parti des faibles variations accommodatives pouvant se manifester grâce à la profondeur de champ pour satisfaire la forte demande en vergence.

La condition allant le plus dans le sens d'une adaptation de type « baisse du signal d'erreur » par déclin des deux ratios CA/C et AC/A (i.e. adaptation par découplage de l'accommodation et de la vergence) est la condition A. Cependant, on note que les comportements sont très différents selon que la tâche visuelle a été bien suivie ou non. Ce comportement se distingue de celui observé pour

la condition B. Or, la condition B possède le même profil de progression de la disparité que la condition A. La différence entre les deux conditions se jouant sur la fréquence spatiale de cibles, on suppose donc que ce sont les basses fréquences spatiales présentées au cours de la condition A qui ont conduit au déclin du AC/A.

L'augmentation des « composantes toniques » est particulièrement manifeste à l'issue de la condition B. Dans une plus faible mesure, cette tendance est également observable pour les conditions C et D. Elle est, a contrario, négligeable pour la condition A. Ainsi, on suppose que les hautes fréquences spatiales de la cible jouent un rôle essentiel pour la mise en place d'un processus adaptatif des « composantes toniques », mais également que l'utilisation d'une augmentation progressive de la disparité, combinée à ces hautes fréquences spatiales, permet de faciliter l'adaptation de la « vergence tonique ».

On sait que l'exposition à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude pendant une durée prolongée (type condition C ou stimulation de Eadie et al. (2000) et de Wann et Mon-Williams (2002)) est source de fatigue visuelle et de plaintes subjectives. Cependant, le système oculomoteur met en place un processus adaptatif pour minimiser la contrainte induite, en diminuant au maximum l'accommodation de vergence. Ce processus nécessite un temps d'exposition relativement grand puisque dix minutes d'exposition (condition D) ne conduit qu'a des évolutions mineures des paramètres oculomoteurs.

La condition A est la condition s'approchant le plus d'un comportement allant vers le découplage des composantes d'accommodation et de vergence et ce notamment si la tâche visuelle a bien été suivie. Le choix des stimulations étant empirique, il n'a pas permis une bonne réalisation de la tâche visuelle pour une partie des participants. Le choix des niveaux de fréquence spatiale optimaux pour bien stimuler l'ensemble des observateurs reste donc à définir.

La condition B conduit à une modification adaptative des « composantes toniques ». Cependant, cette condition n'a conduit qu'à des variations mineures du couplage qui ne permettent pas de parler d'adaptation du couplage à la dissociation accommodation/vergence. Toutefois, en se basant sur les modèles d'interaction de l'accommodation et de la vergence (Schor, 1992), on note qu'une bonne adaptabilité de la « vergence tonique » est normalement accompagnée d'un fort AC/A, ce qui n'est pas le cas dans notre étude. Le fait que le AC/A n'ait pas augmenté semble indiquer que le comportement consécutif à B n'est pas si différent de celui consécutif à la condition A. Cependant, étant donnée la contrainte oculomotrice imposée par les dispositifs de visualisation en relief, l'évolution adaptative la plus importante repose sur le couplage et non sur les « composantes toniques ». Cette condition n'est donc pas satisfaisante en termes d'adaptation.

La comparaison des conditions A et B semblent indiquer que les basses fréquences spatiales agissent sur le niveau du AC/A tandis que les hautes fréquences spatiales impactent majoritairement les « composantes toniques ».

Dans les modèles existants (Hung et Semmlow, 1980 ; Schor, 1985, 1986 ; Schor et Kotulak, 1986 ; Hung, 1992 ; Schor, 1992), il n'existe pas de prise en compte du contenu fréquentiel de la stimulation. Dans ces modèles, la boucle accommodative est soit « ouverte » en cas de basses fréquences spatiales, soit « fermée » en cas de hautes fréquences spatiales. De plus, dans ces modèles, le contenu fréquentiel de l'image n'est pas mentionné comme étant un paramètre impactant la composante de vergence. Or, il semble que le contenu fréquentiel retentisse de diverses manières sur la composante accommodative et la composante de vergence.

Les basses fréquences spatiales permettent de stimuler la vergence phasique sur une gamme de disparité plus grande que les hautes fréquences spatiales (Schor et al., 1984a ; Roumes et al., 1997). La réponse phasique de la vergence pouvant être importante, le déclin du gain de l'accommodation de vergence est primordial pour ne pas faire varier l'accommodation de manière importante par rapport au plan de l'écran. Les basses fréquences spatiales ne stimulent pas la composante accommodative phasique. La réponse accommodative résulte alors uniquement de la réponse en vergence dans ces conditions. La vergence accommodative n'est alimentée que par l'accommodation de vergence (réduite) par l'intermédiaire des boucles de rétro action.

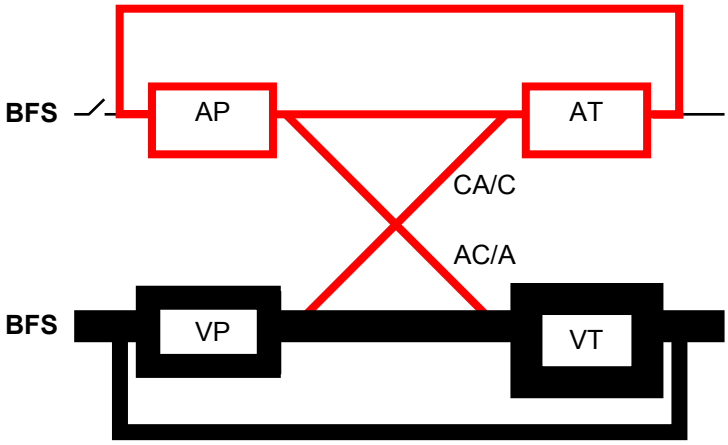


Figure 47 : Modèle simplifié du système oculomoteur : réponse oculomotrice aux basses fréquences spatiales

«BFS » est l'abréviation de basse fréquence spatiale. Les chemins en rouges correspondent aux modifications adaptatives. L'épaisseur des chemins est corrélée à l'amplitude de la réponse oculomotrice (▬ amplitude de base).

Les hautes fréquences spatiales limitent l'étendue de la réponse phasique de vergence. Cependant, elles permettent une bonne réponse accommodative phasique. Ainsi les hautes fréquences spatiales permettent-elles d'exploiter au maximum les bénéfices que peuvent représenter la réponse accommodative pour la réponse de vergence.

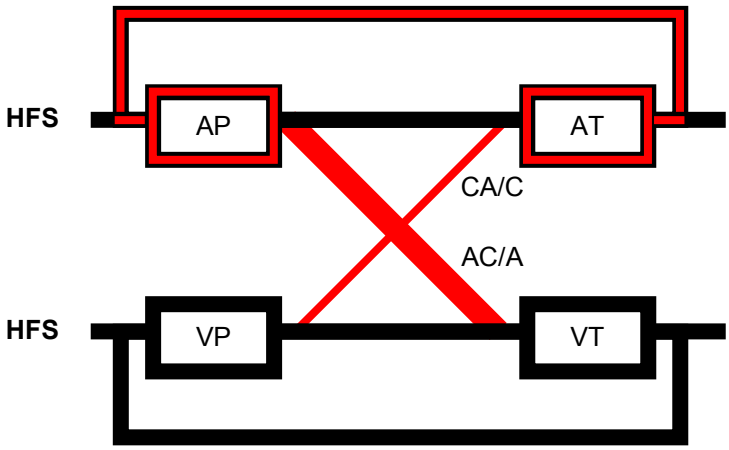


Figure 48 : Modèle simplifié du système oculomoteur : réponse oculomotrice aux hautes fréquences spatiales

«HFS » est l'abréviation de haute fréquence spatiale. Les chemins en rouges correspondent aux modifications adaptatives. L'épaisseur des chemins est corrélée à l'amplitude de la réponse oculomotrice (▬ amplitude de base).

Ce type de mécanisme dissocié en fonction du contenu fréquentiel d'une image est déjà connu au niveau des voies visuelles, où la composante magno-cellulaire répond aux basses fréquences spatiales et la composante parvo-cellulaire, aux hautes fréquences spatiales. De plus, la voie magno-cellulaire répond spécifiquement à des stimulus brefs et à des changements rapides ; c'est la réponse phasique. Le système parvo-cellulaire répond, lui, de manière tonique à une stimulation en associant une réponse qui est fonction de l'intensité du signal pendant toute sa durée d'application.

L'ensemble des observations répertoriées ci-dessous montrent qu'il est nécessaire de réaliser des études complémentaires afin de discriminer plus finement l'impact du contenu fréquentiel de l'image sur les mécanismes oculomoteurs et déterminer comment ce paramètre peut être intégré dans les modèles de simulation du système oculomoteur.

6.5. Conclusion

L'enjeu de cette étude était de déterminer si un conflit accommodation/vergence croissant permettait d'améliorer la tolérance du système oculomoteur à la dissociation accommodation/vergence ayant cours dans les dispositifs de visualisation en relief et de déterminer les facteurs influençant l'adaptation oculomotrice dans ce contexte.

Les résultats obtenus indiquent que l'utilisation d'un conflit croissant permet de limiter les plaintes subjectives, sauf pour la condition ne contrôlant que le niveau de disparité pour laquelle le niveau de plainte est resté équivalent à celui associé à une visualisation stéréoscopique de dix minutes. Le suivi oculaire pour notre tâche visuelle de référence n'est pas amélioré par l'utilisation d'un conflit croissant bien que ce soit durant les phases de conflit croissant que le suivi oculaire est le plus performant. Le protocole optimal pour maintenir un bon niveau de suivi oculaire après le conflit croissant reste donc à définir.

L'utilisation de conditions différentes, manipulant des gammes de disparité et des cibles de fréquences spatiales différentes, permettent de mettre en évidence l'impact de chacun de ces paramètres sur le système oculomoteur dans le cas particulier de la visualisation stéréoscopique et donc de la dissociation accommodation/vergence. On note que l'utilisation de disparités croissantes combinées à une cible de haute fréquence spatiale permet de faciliter l'adaptation de la vergence tonique. On constate également que l'utilisation de basses fréquences spatiales permet de diminuer l'impact du couplage accommodation/vergence. Le mécanisme sous-jacent à ce post-effet, bien que compréhensible au vu de la contrainte, reste à explorer pour pouvoir définir plus finement l'impact du contenu fréquentiel de l'image sur les mécanismes oculomoteurs et déterminer comment ce paramètre peut être intégré dans les modèles de simulation du système oculomoteur.

Enfin, on remarque que l'exposition prolongée à une dissociation accommodation/vergence de grande amplitude conduit à des modifications oculomotrices de type adaptatives. Cependant, ces modifications sont associées à une forme de fatigue, puisque le temps d'exposition impacte négativement la performance du suivi oculaire pendant l'exposition. Bien que le système oculomoteur semble être capable de prendre en charge la contrainte imposée par les dispositifs de visualisation en relief, l'efficacité de cette dernière reste limitée et ne préserve pas de la fatigue visuelle.

On retiendra, en outre, que le nombre d'expositions a un impact direct sur la performance des observateurs à suivre le déplacement d'une cible en profondeur dans l'espace virtuel. Ainsi, si les durées d'expositions doivent être limitées pour ne pas induire de fatigue visuelle, la répétition des expositions permet quant à elle d'améliorer l'exploration visuelle de l'environnement virtuel sur l'élément d'intérêt.

7. Discussion générale et perspectives

7.1. Introduction 150

7.2. Analyse transverse des résultats 150

7.2.1. Un type de conflit, un type d'adaptation 150

7.2.2. Un type de conflit, un type de mesure 152

7.3. L'adaptation oculomotrice, un bénéfice ? 154

7.4. Apports des travaux au cadre théorique 155

7.4.1. Adaptation oculomotrice au conflit accommodation/vergence 155

7.4.2. Modélisation de l'adaptation 155

7.4.3. Un entrainement pour s'adapter aux dispositifs de visualisation en relief ? 156

7.5. Perspectives 157

7.1. Introduction

Depuis plusieurs années des dispositifs permettent à des observateurs d'évoluer dans des environnements virtuels en relief. Ce type de visualisation, dit stéréoscopique ou hyperstéréoscopique selon les cas, permet d'accroitre la sensation d'immersion dans un environnement virtuel. Ces visualisations se sont largement développées ces dix dernières années au profit du cinéma, des jeux vidéo, mais également au profit d'applications médicales, industrielles et militaires. Bien qu'avantageuse, la visualisation stéréoscopique ou hyperstéréoscopique, diffère de la vision naturelle et engendre, suivant les conditions d'usage, des symptômes visuels subjectifs qui dépassent ceux associés à la simple exposition à une télévision ou un écran d'ordinateur traditionnel (Neveu et al., 1998 ; Shibata, 2002 ; Wann et Mon-Williams, 2002 ; Yano et al., 2002 ; Emoto et al., 2004 ; Emoto et al., 2005 ; Hoffman et al., 2008 ; Lambooij et al., 2009b). Ces symptômes peuvent être attribués pour partie à la contrainte oculomotrice (i.e. conflit accommodation/vergence) inhérente aux dispositifs de visualisation en relief existants.

L'objectif de ce travail était de déterminer comment le système oculomoteur répond en cas de conflit accommodation/vergence et de comprendre les modifications oculomotrices observées. Jusqu'à présent, les études réalisées sur les dispositifs de visualisation en relief avaient permis de mettre en évidence la fatigue visuelle induite par ce type de visualisation. Cependant, les modifications oculomotrices observées ne sont pas encore réellement comprises. Ceci s'explique notamment par le fait que les études réalisées n'exploraient qu'une partie des paramètres oculomoteurs mis en jeu lors de ce type de contrainte, ce qui ne permet pas de s'appuyer sur les modèles de simulation du système oculomoteur existants pour comprendre les mécanismes sous-jacents aux modifications constatées. De plus, l'utilisation d'une méthodologie de mesure non standardisée ne facilite pas la comparaison des résultats obtenus entre les différentes études et ne permet pas une compréhension exhaustive des modifications oculomotrices émanant des diverses études sur le sujet. Enfin, il faut noter que l'adaptation oculomotrice à ce type de contrainte a été largement négligée, alors même qu'elle pourrait représenter une issue pour limiter la fatigue visuelle.

7.2. Analyse transverse des résultats

Les dispositifs de visualisation en relief conduisent à un conflit entre les demandes d'accommodation et de vergence. Ce conflit peut être partiel, c'est le cas lors de l'hyper relief induit par téléstéréoscope, mais il peut également être total lorsque l'accommodation est imposée sur un plan fixe et que la demande en vergence s'exerce dans un environnement virtuel. Face à ces deux types de conflit accommodation/vergence, le système oculomoteur adopte un comportement différent.

7.2.1. Un type de conflit, un type d'adaptation

L'exposition à un téléstéréoscope conduit à une augmentation de la demande en vergence par un facteur donné (voir figure 49). La demande en vergence est donc d'autant plus grande qu'elle correspond à une distance proche. A l'issue d'une exposition courte à l'hyper relief (dix minutes), une

modification globale des paramètres oculomoteurs est constatée (Neveu et al., 2010). Cette modification du système oculomoteur conduit à le caractériser en termes d'esophore avec excès de convergence. Ce type de comportement caractérise les sujets ayant une phorie convergente en vision de près, ce qui, de fait, est particulièrement adapté pour répondre à la contrainte imposée par le téléstéréoscope. Bien que l'adaptation n'ait pas été totale (seule 10% de la contrainte a été prise en charge par l'adaptation oculomotrice) (voir figure 49), elle est cependant globale puisqu'observée sur la grande majorité des paramètres évalués. Le conflit accommodation/vergence sous téléstéréoscope n'engendre pas une dissociation totale entre les demandes en accommodation et en vergence, les informations à la disposition du système oculomoteur ne sont donc pas contradictoires et permettent une adaptation globale du système oculomoteur.

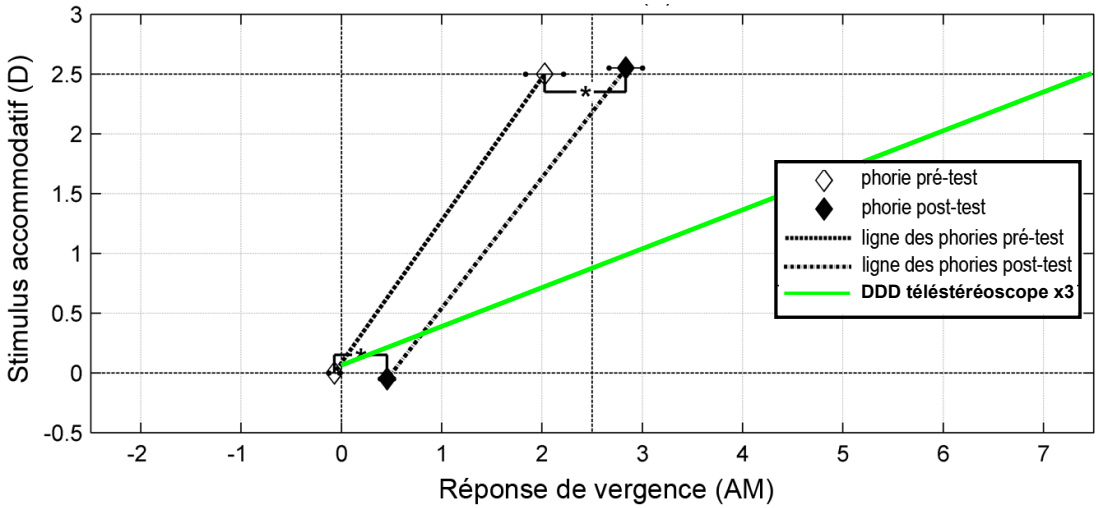
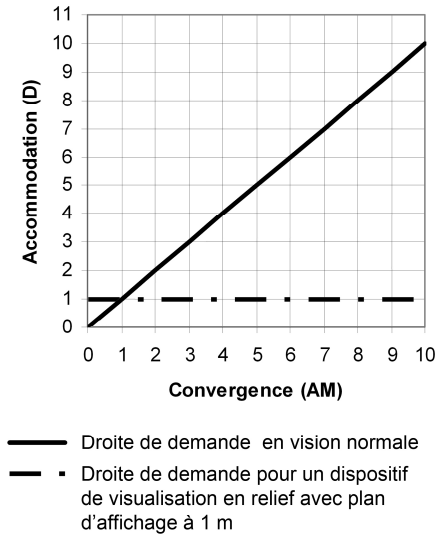


Figure 49 : Modification des phories vis-à-vis de la demande en vergence imposée par un téléstéréoscope x 3

A la différence de l'hyper relief, l'exposition à la visualisation stéréoscopique, créant une dissociation accommodation/vergence, ne conduit qu'à une adaptation partielle de paramètres isolés. Lors de l'exposition à un stéréoscope ou à tout autre dispositif de visualisation stéréoscopique, la dissociation entre les demandes en accommodation et en vergence est totale (voir figure 50). Cette distinction du téléstéréoscope est probablement à l'origine de l'adaptation localisée des paramètres oculomoteurs lors de l'exposition à la dissociation accommodation/vergence. Elle peut également être à l'origine de la grande dépendance de l'adaptation aux caractéristiques de la stimulation. En effet, les informations à la disposition du système oculomoteur lors de l'exposition à la dissociation accommodation/vergence étant contradictoires, la réponse des composantes du système oculomoteur devient très dépendante du contenu fréquentiel de l'image stéréoscopique et/ou de la gamme de disparité explorée.


Accommodation (D)
Convergence (AM)
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11
Droite de demande en vision normale
Droite de demande pour un dispositif de visualisation en relief avec plan d'affichage à 1 m

	↘ CA/C	↘ AC/A	↗ AC/A	↗ acc. ton.	↗ verg. ton.
Cond. A	x	x			
Cond. B	x			x	x
Cond. C	x		x	x	x
Cond. D	x			x	

Figure 50 : Figure récapitulative de la demande oculomotrice imposée par la visualisation stéréoscopique et des modifications adaptatives engendrées

7.2.2. Un type de conflit, un type de mesure

Deux types de mesures ont été utilisés selon le type de conflit exploré. La dissociation entre les demandes d'accommodation et de vergence ayant cours pendant la visualisation en relief pouvait conduire à des post-effets limités du fait de l'incohérence des demandes entre les deux composantes. L'observation des post-effets nécessitait donc soit un temps de présentation allongé, soit l'utilisation d'un dispositif de mesure fin pour évaluer les modifications précoces des paramètres oculomoteurs. Tout l'enjeu de nos études étant de pouvoir observer si le système oculomoteur est capable de mettre en place un processus adaptatif, il était nécessaire de limiter les durées d'expositions de sorte que la fatigue ne prenne pas le pas sur l'adaptation oculomotrice. En outre, dans un cadre expérimental, il y a un réel intérêt de limiter l'impact des conditions d'exposition stéréoscopiques sur la reprise de l'activité des participants. Ainsi, les gênes subjectives engendrées par les stimulations étaient fugaces et les faibles post-effets recueillis n'imposaient pas de temps de récupération. Pour ce type de conflit complexe, il était donc nécessaire d'utiliser un haploscope permettant d'observer des modifications de faibles amplitudes. L'autre intérêt de ce dispositif était de pouvoir accéder à des mesures des « composantes toniques » et du CA/C qui sont des mesures difficiles d'accès, voire peu fiables, avec les mesures cliniques. Ce type de dispositif est de plus largement reconnu dans la littérature pour mesurer les paramètres oculomoteurs suite à une contrainte oculomotrice ce qui fait de l'haploscope un dispositif de choix (Miles et al., 1987 ; Schor et Horner, 1989 ; Fisher et Ciuffreda, 1990 ; Bobier et McRae, 1996 ; Nguyen et al., 2008).

Pour un conflit comme celui associé à l'hyper relief, les mesures cliniques permettaient un protocole d'évaluation moins contraignant (pas d'empreinte dentaire), rapide et aisé des paramètres oculomoteurs particulièrement en cause lors de ce conflit : AC/A, phorie de vision de près, réserves fusionnelles. Pour évaluer ces paramètres, les mesures cliniques sont parfaitement maitrisées et balisées. De plus, le conflit étant moins complexe du fait du maintien d'une relation linéaire entre les

demandes en accommodation et en vergence, le post-effet attendu devait donc être suffisamment manifeste pour être mesurable avec des mesures cliniques, malgré un temps d'exposition limité à dix minutes.

Le dispositif de mesure des paramètres oculomoteurs est donc à déterminer en fonction du conflit oculomoteur étudié, mais également en fonction des paramètres oculomoteurs susceptibles d'être modifiés. Une maitrise précise des procédures d'évaluation des différents paramètres oculomoteurs est également requise : la signification fonctionnelle d'un paramètre donné peut être très variable en fonction de la méthodologie appliquée. C'est ainsi que, par exemple, la vergence accommodative, traduite par le ratio AC/A, recouvre différentes réactions oculomotrices selon que l'on considère le AC/A calculé (ratio de stimulus prenant en compte la composante proximale), le AC/A gradient (ratio de stimulus ne prenant pas en compte la composante proximale et répétabilité limitée) ou le AC/A réponse de laboratoire (ratio pouvant aussi bien être de stimulus ou de réponse selon besoins et n'intégrant pas de composante proximale).

L'étude réalisée sur l'hyper relief a apporté un complément d'informations sur l'évolution des paramètres oculomoteurs en cas de conflit oculomoteur créant une sur-demande en convergence. Jusqu'à présent, les modifications induites sur les réserves fusionnelles n'avaient pas été évaluées. Ces données montrent qu'en plus du ratio AC/A, les réserves fusionnelles évoluent. Ceci indique que c'est en fait le comportement oculomoteur tout entier qui s'adapte à la contrainte induite par l'hyper relief.

Durant, l'étude réalisée sur le stéréoscope, il n'avait pas été établi d'hypothèses a priori sur les réserves fusionnelles. En effet, étant donné que la littérature ne faisait pas état d'une adaptation potentielle des réserves fusionnelles, que la gamme de disparité était comprise dans la zone de fusion d'un sujet moyen et que la contrainte s'exerçait en divergence comme en convergence, l'observation d'une adaptation globale, résultant d'une variation des réserves fusionnelles vers la convergence ou vers la divergence, n'était pas attendue. Il avait donc été choisi de limiter la durée des mesures post-exposition en ne mesurant pas les réserves fusionnelles.

Toutefois, l'étude de Lambooij et al. (2009a) montre que chez les sujets les plus susceptibles de manifester de la fatigue oculaire (paramètres oculomoteurs hors normes), l'exposition à une visualisation stéréoscopique conduit à une augmentation des réserves fusionnelles. Dans cette étude, cette évolution des réserves fusionnelles n'est pas interprétée comme une adaptation du système oculomoteur mais comme un signe objectif permettant de discriminer les sujets susceptibles de manifester de la fatigue oculaire lors d'une visualisation stéréoscopique. Cependant, ce type d'évolution pourrait tout à fait être la manifestation d'une adaptation oculomotrice puisque l'augmentation de l'étendue des réserves fusionnelles est connue pour permettre la réduction des signes de fatigue visuelle chez les sujets ayant des désordres binoculaires (Dalziel, 1981 ; Cooper et al., 1983). Les réserves fusionnelles mériteraient donc d'être évaluées afin de déterminer si

indépendamment d'une modification des couplages, le système oculomoteur s'est adapté en augmentant ses capacités de fusion.

7.3. L'adaptation oculomotrice, un bénéfice ?

Les résultats obtenus dans nos études sur l'hyper relief et la stéréoscopie ont permis de mettre en évidence des modifications des paramètres oculomoteurs qualifiées d'adaptatives car allant dans le sens d'une meilleure tolérance à la contrainte. L'adaptation n'a été totale pour aucune des deux études. Le système oculomoteur s'est donc éloigné de son état initial sans pour autant être capable de prendre totalement en charge la contrainte imposée. Il est donc légitime de se demander si l'adaptation oculomotrice constitue un réel bénéfice et, si oui, dans quelle mesure ?

La notion d'adaptation oculomotrice est surtout associée, dans la littérature, aux « composantes toniques ». Elle permet la prise en charge d'une partie ou de la totalité de la réponse phasique du système oculomoteur pour limiter la fatigue visuelle et les plaintes subjectives. Depuis les années 80, l'adaptation des couplages a également été démontrée. Ces adaptations correspondent à des évolutions à court terme des paramètres oculomoteurs. Ce type d'évolution diffère de celui observé suite à un entraînement orthoptique qui, en se basant la répétition d'exercices oculomoteurs, conduit à des modifications à long terme des paramètres oculomoteurs (Grisham et al., 1991). Ainsi, sur le même principe que celui observé pour l'orthoptie, la répétition des expositions à des dispositifs de visualisation en relief, engendrant ponctuellement des modifications oculomotrices, serait susceptible de conduire à des modifications à long terme des paramètres oculomoteurs. Des modifications oculomotrices à long terme allant dans le sens d'une adaptation à la dissociation accommodation/vergence ne sont cependant pas souhaitables pour maintenir une vision simple, nette et confortable en vision naturelle.

Le mécanisme sous-jacent à l'entraînement orthoptique repose sur le rétablissement du fonctionnement du mécanisme d'adaptation (North et Henson, 1981 ; Fisher et al., 1987). Le retour à un mécanisme adaptatif efficient permet une augmentation durable des réserves fusionnelles (Thiagarajan et al., 2010). Au regard de la littérature, il n'a pas été mis en évidence de modifications oculomotrices durables des phories ou du couplage après entraînement orthoptique. Ainsi, on peut supposer que le risque de modifications oculomotrices à long terme allant dans le sens d'une adaptation à la dissociation accommodation/vergence est faible pour un système oculomoteur adulte dans ce contexte d'exposition. On gardera malgré tout à l'esprit que la visualisation stéréoscopique peut être utilisée pendant des durées et des périodes surpassant nettement celles allouées à un entraînement oculomoteur classique (i.e. 12 séances de 20 minutes dans une vie vs des vols de 2h tous les 2 jours pendant 15 ans pour un pilote d'hélicoptère).

On sait, que chez les sujets ayant une adaptation accommodative déficiente, l'exposition longue et fréquente à une tâche de vision de près conduit à une réponse soutenue et prolongée de la composante phasique, source de fatigue visuelle (Fisher et al., 1987). La non adaptation à la contrainte visuelle est, à titre palliatif, à l'origine d'une transformation morphologique pérenne : la myopie acquise (Rosenfield et Gilmartin, 1989). Cet élément montre à quel point l'adaptabilité du

système oculomoteur est essentielle. Un système oculomoteur ayant de mauvaises capacités d'adaptation aura des réserves fusionnelles restreintes, un haut niveau de réponse phasique source de fatigue visuelle et le risque de modifications anatomiques pérennes. Ainsi, si le système oculomoteur n'est pas capable de s'adapter à la contrainte imposée par les dispositifs de visualisation en relief, parce que la contrainte est trop éloignée de la vision naturelle, appliquée trop brutalement ou parce qu'un sujet a un système oculomoteur déficient, on risque de se confronter à un haut niveau de symptômes visuels et à des modifications anatomiques pérennes. La maîtrise de l'adaptation oculomotrice pendant la visualisation stéréoscopique émerge donc comme un point essentiel pour une visualisation confortable et sans risque de dégradation du système visuel.

7.4. Apports des travaux au cadre théorique

7.4.1. Adaptation oculomotrice au conflit accommodation/vergence

L'adaptation oculomotrice pendant une tâche prolongée de vision de près ou au cours d'une visualisation au travers des prismes est un processus bien documenté dans la littérature (Schor, 1979b ; Schor et al., 1984b ; Sethi et North, 1987 ; Rosenfield et Gilmartin, 1988 ; Fisher et al., 1990). Cette adaptation se manifeste au niveau des « composantes toniques » d'accommodation et de vergence. Le processus adaptatif pendant une exposition à un conflit accommodation/vergence est un processus peu étudié. Pourtant, l'exploitation grandissante de dispositifs de visualisation en relief nécessite de s'intéresser à cette question.

Les deux études réalisées au cours de ces travaux de thèse sur un conflit accommodation/vergence montrent que le système oculomoteur est capable de s'adapter à des demandes en accommodation et en vergence différentes. Dans le cas de la visualisation hyper relief, l'augmentation de la demande en vergence vis-à-vis de la demande accommodative conduit à une adaptation cohérente et globale du système oculomoteur. Dans le cas de la visualisation stéréoscopique, la dissociation entre la demande accommodative fixe et la demande en vergence variable conduit à des modifications adaptatives de certains paramètres oculomoteurs en fonction des disparités utilisées et du contenu fréquentiel de l'image stéréoscopique. L'adaptation oculomotrice à un conflit accommodation/vergence semble donc bien pouvoir se mettre en place.

7.4.2. Modélisation de l'adaptation

L'organisation et le fonctionnement du système oculomoteur, restreint aux composantes d'accommodation et de vergence, sont modélisables via des modèles mathématiques.

Dans le cadre de l'exposition à l'hyper relief, les modifications observées pourraient être simulées avec les modèles existant du système oculomoteur. En effet, l'augmentation du AC/A et la prise d'esophorie en vision de loin et vision de près sont en faveur d'un soulagement de la réponse phasique permettant l'augmentation des réserves fusionnelles en convergence. Ces modifications cohérentes devraient pouvoir être simulées en modifiant le gain alloué à la vergence accommodative et le gain de la composante de vergence lente.

A contrario, les modifications observées suite à la visualisation stéréoscopique ne semblent pas modélisables aussi simplement. En effet, l'étude sur les modifications oculomotrices liées à la dissociation accommodation/vergence a montré que l'utilisation de disparités croissantes combinées à une cible de haute fréquence spatiale permettait de faciliter l'adaptation de la « vergence tonique » et que l'utilisation de basses fréquences spatiales permettait de diminuer l'impact du couplage accommodation/vergence. Jusqu'à présent, ce type de paramètre : disparités utilisées (type de progression de la disparité) et le contenu fréquentiel de l'image (niveau en fréquence spatiale et type de progression du niveau en fréquence spatiale) ne sont pas des éléments pris en compte dans les modèles de simulation du système oculomoteur existant. Seuls les seuils à partir desquels les composantes phasiques répondent sont intégrés aux modèles existants. La compréhension fine de l'impact des disparités utilisées et du contenu fréquentiel de l'image sur le système oculomoteur devrait donc permettre de compléter les modèles existants.

L'adaptabilité du système oculomoteur, que ce soit en vision naturelle ou en visualisation stéréoscopique, est un paramètre d'une grande importance pour le maintien d'une vision simple, nette et confortable dans toutes les circonstances. En vision naturelle, le défaut d'adaptation des observateurs est pris en charge par la réalisation d'entraînements orthoptiques. En visualisation stéréoscopique, un défaut d'adaptation pourrait être la résultante d'une contrainte visuelle trop éloignée de la vision naturelle, et donc ne permettant pas au système oculomoteur la mise en place un processus adaptatif, et/ou d'une non maîtrise des facteurs permettant la mise en place d'un processus adaptatif. L'étude sur les modifications oculomotrices liées à la dissociation accommodation/vergence a montré que l'adaptation oculomotrice des composantes d'accommodation et de vergence était notamment dépendante du contenu fréquentiel de l'image stéréoscopique et de la manière dont sont présentées les disparités. Les modèles ne tiennent pas comptent du niveau de disparités, ni du contenu fréquentiel de l'image sur la simulation de la réponse oculomotrice. Le processus adaptatif associé à la visualisation stéréoscopique semble donc, à ce jour, difficilement simulable à partir des modèles existants.

7.4.3. Un entrainement pour s'adapter aux dispositifs de visualisation en relief ?

Jusqu'à présent l'adaptation oculomotrice aux dispositifs de visualisation en relief était négligée. Pourtant, les différentes expositions utilisées dans cette thèse montrent que le système oculomoteur s'adapte à la contrainte même lorsque les composantes d'accommodation et de vergence sont en totale dissociation. Bien que cette adaptation reste limitée, les modifications oculomotrices engendrées par la visualisation en relief sont belles et bien présentes et pourraient être exploitées pour améliorer la tolérance visuelle à ce type de visualisation.

S'il est envisageable de réaliser un traitement orthoptique pour améliorer l'adaptabilité du système oculomoteur en cas de désordre binoculaire, il n'est cependant pas envisageable de chercher à entrainer les utilisateurs de système stéréoscopiques pour améliorer leur adaptabilité à cette technologie. C'est pourquoi, il est essentiel de chercher à connaitre et comprendre les facteurs d'adaptation dans le cas du conflit accommodation/vergence pour pouvoir, à termes, dispenser des conditions d'expositions permettant de mettre le système oculomoteur des observateurs dans des

conditions optimales pour avoir une visualisation nette et confortable de la scène en relief.

7.5. Perspectives

Les études réalisées au cours du présent travail de thèse constituent une approche nouvelle du conflit accommodation/vergence. A ce jour, l'adaptation oculomotrice à un conflit accommodation/vergence n'était que peu abordée. La démarche des présents travaux a donc été d'explorer l'impact de l'hyper relief sur le système oculomoteur et de définir les facteurs influençant l'adaptation des paramètres oculomoteurs en cas de conflit accommodation/vergence.

D'autres études seront nécessaires afin de définir finement les facteurs influençant l'adaptation des paramètres oculomoteurs en cas de conflit accommodation/vergence. En effet, les travaux réalisés montrent que la disparité et le contenu fréquentiel influencent l'adaptation oculomotrice à la dissociation accommodation/vergence mais ne permettent pas de définir précisément l'impact du niveau de disparité présenté, du pas de la progression de la disparité, ni de la gamme et de la progression des fréquences spatiales contenues dans l'image. Dans nos études, l'absence d'information dans la littérature avait conduit à faire certains choix expérimentaux. Une étude analytique sur les stimulations est donc nécessaire pour déterminer la dynamique et le contenu fréquentiel que doivent adopter les stimulations pour optimiser l'adaptation oculomotrice. Ce type d'étude permettra de définir les éléments à adjoindre aux modèles existants pour pouvoir refléter le fonctionnement du système oculomoteur aussi bien en vision naturelle que lors d'une visualisation au travers de prismes que lors d'un conflit accommodation accommodation/vergence. La simulation du fonctionnement et de l'organisation du système oculomoteur fait également partie des démarches à entreprendre à l'issue de ces travaux pour vérifier la concordance entre les résultats observés et les modèles de simulation.

En complément de ce type d'étude, un test dans des environnements immersifs est envisagé. En effet, le contrôle des disparités et/ou du contenu fréquentiel dans le cadre du déplacement de DOG suivant un mouvement sinusoïdal se doit d'être confronté à des stimulations plus écologiques. En effet, l'exposition à un environnement en relief diffère de la situation contrôlée utilisée dans notre 3ème étude en de nombreux points : type d'environnement (pauvre vs riche), niveau de disparité (contrôlé vs fonction de l'effet de relief recherché et de la zone de l'image fixée par l'observateur), niveau de fréquence spatiale (contrôlé vs fonction de l'objet fixé par l'observateur). Les résultats obtenus pour une situation contrôlée risquent donc de différer pour une exposition à un environnement en relief du fait de la variation de l'objet d'intérêt, et donc de la stimulation visuelle, suivant la scène et le regard de l'observateur. Ainsi, après avoir déterminé précisément les paramètres à contrôler pour faciliter l'adaptation oculomotrice, il sera nécessaire de tester l'apport de ce contrôle, dans le cadre d'une tâche visuelle en environnement immersif riche, sur la fatigue visuelle engendrée et sur la réalisation de la tâche.

Enfin, des modifications oculomotrices ont été observées suite à l'exposition à un conflit accommodation/vergence. Toutefois, le décours temporel de cette adaptation reste encore à définir.

En effet, le temps à partir duquel l'adaptation se met en place et le temps nécessaire au système oculomoteur pour revenir à son état initial ne sont pas encore connus. De même, le temps à partir duquel la fatigue visuelle prend le pas sur l'adaptation oculomotrice n'est pas défini. Les paramètres influençant la vitesse d'adaptation en cas de conflit oculomoteur restent également à déterminer.

Conclusion

Ce travail de thèse traite de l'impact des dispositifs de visualisation en relief sur les composantes oculomotrices d'accommodation et de vergence. Ces dispositifs sont à l'origine d'un conflit entre les demandes d'accommodation et de vergence, source de fatigue visuelle. En vision naturelle, la fatigue visuelle est évitée par l'adaptation oculomotrice des « composantes toniques ». La majeure partie des études antérieures se focalisaient sur la fatigue visuelle sans étudier l'adaptation oculomotrice. Les études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse constituent donc une approche nouvelle du conflit accommodation/vergence, engendré par la visualisation stéréoscopique et l'hyper relief, par l'examen du processus adaptatif.

L'une des lacunes des études réalisées jusqu'à présent est l'absence d'approche consensuelle pour l'évaluation des paramètres oculomoteurs. L'étude méthodologique réalisée a permis de clarifier l'impact du choix des tests sur la mesure. On retiendra de cette étude que de grandes différences existent entre les différents tests et qu'il est nécessaire de prendre en considération la spécificité intrinsèque de chaque test avant de comparer les données de la littérature scientifique.

Deux types de conflits ont été abordés : l'hyper relief, qui conduit à un conflit partiel entre l'accommodation et la vergence puisqu'une relation linéaire entre les deux composantes est conservée (seul un facteur multiplicatif est appliqué) et la stéréoscopie, qui conduit à une dissociation totale entre les deux composantes oculomotrices.

Le premier n'était jusqu'alors étudié que partiellement par l'examen de l'adaptation du couplage accommodation-vergence. Nos travaux ont permis de compléter l'étude de l'adaptation oculomotrice en cas de conflit accommodation/vergence en évaluant l'ensemble des paramètres oculomoteurs mis en jeu lors du conflit. Les résultats obtenus montrent que l'adaptation ne se limite pas à une modification du couplage mais se généralise à l'ensemble des paramètres oculomoteurs en jeu lors du conflit.

L'adaptation oculomotrice liée à la visualisation stéréoscopique est un processus encore négligé dans la littérature. L'enjeu de notre étude a donc été de déterminer si ce processus se manifestait lors d'une dissociation accommodation/vergence et si le contrôle des stimulations stéréoscopiques permettait d'influencer la réponse adaptative. L'étude pointe l'existence d'une adaptation oculomotrice très dépendante de la stimulation et encourage la poursuite de la compréhension de ce processus.

Les travaux réalisés ont permis de clarifier les connaissances sur le système oculomoteur dans le cadre spécifique du conflit accommodation-vergence. Ils amorcent la compréhension de l'impact des dispositifs de visualisations en relief sur le système oculomoteur qui permettront, à terme, de définir les conditions d'emploi de ces dispositifs.

Bibliographie

Aggarwala, K. R., Nowbotsing, S. et Kruger, P. B. (1995). Accommodation to monochromatic and white-light targets. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **36,** 2695-2705.

Allen, P. M., Radhakrishnan, H. et O'leary, D. J. (2003). Repeatability and validity of the PowerRefractor and the Nidek AR600-A in an adult population with healthy eyes. *Optometry and Vision Science,* **80,** 245-251.

Allen, P. M. et O'leary, D. J. (2006). Accommodation functions: Co-dependency and relationship to refractive error. *Vision Research,* **46,** 491-505.

Alpern, M. (1950). The zone of clear single vision at the upper levels of accommodation and vergence. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **27,** 491-513.

Alpern, M. (1955). Testing distance effects on phoria measurement at various accommodation levels. *Archives of Ophthalmology,* **54,** 906-915.

Alpern, M., Kincaid, W. M. et Lubeck, M. J. (1959). Vergence and accommodation. III. Proposed definitions of the AC/A ratios. *American Journal of Ophthalmology,* **48,** 141-148.

Alpern, M. et Larson, B. F. (1960). Vergence and accommodation. IV. Effect of luminance quantity on the AC/A. *American Journal of Ophthalmology,* **49,** 1140-1149.

Anderson, H. A., Glasser, A., Manny, R. E. et Stuebing, K. K. (2010). Age-related changes in accommodative dynamics from preschool to adulthood. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **51,** 614-620.

Antona, B., Sánchez, I., Barrio, A., Barra, F. et González, E. (2009). Intra examiner repeatability and agreement in accommodative response measurements. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **29,** 606-614.

Atchison, D. A., Bradley, A., Thibos, L. N. et Smith, G. (1995). Useful variations of the Badal optometer. *Optometry and Vision Science,* **72,** 279-284.

Backus, B. T. et Matza-Brown, D. (2003). The contribution of vergence change to the measurement of relative disparity. *Journal of Vision,* **3,** 737-750.

Bailey, I. L. (2006). Visual acuity, in: *Borish's Clinical Refraction*, Benjamin, W. J. ed., 2nd ed., Elsevier, Birmingham, UK, pp. 217-246.

Beers, A. P. A. et Van Der Heijde, G. L. (1994). In vivo determination of the biomechanical properties of the component elements of the accommodation mechanism. *Vision Research,* **34,** 2897-2905.

Benjamini, Y. et Hochberg, Y. (1995). Controlling the false discovery rate: A practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal Statistical Society,* **57,** 289-300.

Benjamini, Y. et Yekutieli, D. (2001). The control of the false discovery rate in multiple testing under dependency. *The Annals of Statistics,* **29,** 1165-1188.

Berezin, O. (2010). Digital cinema in russia: Is 3D still a driver for the development of the cinema market?, Papier présenté à: *The 3D Media 2010*, Liège, BE.

Bharadwaj, S. R. et Candy, T. R. (2008). Cues for the control of ocular accommodation and vergence during postnatal human development. *Journal of Vision,* **8,** 1-16.

Bhoola, H., Bruce, A. S. et Atchison, D. A. (1995). Validity of clinical measures of the AC/A ratio. *Clinical and Experimental Optometry,* **78,** 3-10.

Bland, M. J. et Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet,* **327,** 307-310.

Bobier, W. R. et Sivak, J. G. (1983). Orthoptic treatment of subjects showing slow accommodative response. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **60,** 678-687.

Bobier, W. R. et Mcrae, M. (1996). Gain changes in the accommodative convergence cross-link. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **16,** 318-325.

Brautaset, R. L. et Jennings, A. J. (2006). Effects of orthoptic treatment on the CA/C and AC/A ratios in convergence insufficiency. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **47,** 2876-2880.

Bruce, A. S., Atchison, D. A. et Bhoola, H. (1995). Accommodation-convergence relationships and age. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **36,** 406-413.

Bucci, M. P., Kapoula, Z., Yang, Q., Wiener-Vacher, S. et Brémond-Gignac, D. (2004). Abnormality of vergence latency in children with vertigo. *Journal of Neurology,* **251,** 204-213.

Bullimore, M. et Gilmartin, B. (1987). Tonic accommodation, cognitive demand, and ciliary muscle innervation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **64,** 45-50.

Busettini, C., Fitzgibbon, E. J. et Miles, F. A. (2001). Short-latency disparity vergence in humans. *Journal of Neurophysiology,* **85,** 1129-1152.

Campbell, F. (1954). The minimum quantity of light required to elicit the accommodation reflex in man. *The Journal of Physiology,* **123,** 357-366.

Campbell, F., Robson, J. et Westheimer, G. (1959). Fluctuations of accommodation under steady viewing conditions. *The Journal of Physiology,* **145,** 579-594.

Campbell, F. (1960). Correlation of accommodation between the two eyes. *Journal of the Optical Society of America,* **50,** 738-738.

Campbell, F. et Robson, J. (1968). Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. *The Journal of Physiology,* **197,** 551-566.

Campbell, F. W. et Westheimer, G. (1960). Dynamics of accommodation responses of the human eye. *The Journal of Physiology,* **151,** 285-295.

Carter, D. B. (1965). Fixation disparity and heterophoria following prolonged wearing of primes. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **42,** 141-152.

Charman, W. et Tucker, J. (1977). Dependence of accommodation response on the spatial frequency spectrum of the observed object. *Vision Research,* **17,** 129-139.

Charman, W. et Heron, G. (1979). Spatial frequency and the dynamics of the accommodation response. *Optica Acta,* **26,** 217-228.

Charman, W. (1982). The accommodative resting point and refractive error. *Ophthalmic Optician,* **21,** 469-473.

Charman, W. et Heron, G. (1988). Fluctuations in accommodation: A review. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **8,** 153-164.

Charman, W. N. (2008). The eye in focus: Accommodation and presbyopia. *Clinical and Experimental Optometry,* **91,** 207-225.

Choi, M., Weiss, S., Schaeffel, F., Seidemann, A., Howland, H. C., Wilhelm, B. et Wilhelm, H. (2000). Laboratory, clinical, and kindergarten test of a new eccentric infrared photorefractor (PowerRefractor). *Optometry and Vision Science,* **77,** 537-548.

Ciuffreda, K. et Rumpf, D. (1985). Contrast and accommodation in amblyopia. *Vision Research,* **25,** 1445-1457.

Ciuffreda, K. et Kruger, P. (1988). Dynamics of human voluntary accommodation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **65,** 365-370.

Ciuffreda, K. J. et Kenyon, R. V. (1983). Accommodative vergence and accommodation in normals, amblyopes, and strabismics, in: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects*, Schor, M. C. & Ciuffreda, K. J. E. ed., 1st ed., Butterworth, Boston, MA, pp. 101-173.

Ciuffreda, K. J. (1991). Accommodation and its anomalies, in: *Visual Optics and Instrumentation*, vol. 1, Cronly-Dillon ed., 1st ed., CRC Press, Boca Raton, FL, pp. 231-279.

Ciuffreda, K. J., Rosenfield, M. et Chen, H. W. (1997). The AC/A ratio, age and presbyopia. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **17,** 307-315.

Ciuffreda, K. J. (2002). The scientific basis for and efficacy of optometric vision therapy in nonstrabismic accommodative and vergence disorders. *Optometry,* **73,** 735-762.

Ciuffreda, K. J. (2006). Accommodation, the pupil, and presbyopia, in: *Borish's Clinical Refraction*, Benjamin, W. J. ed., 2nd ed., Elsevier, Birmingham, UK, pp. 93-144.

Ciuffreda, K. J., Wang, B. et Vasudevan, B. (2007). Depth-of-focus: Control system implications. *Computers in Biology and Medicine,* **37,** 919-923.

Cooper, J., Ciuffreda, K. J. et Kruger, P. B. (1982). Stimulus and response AC/A ratios in intermittent exotropia of the divergence-excess type. *British Journal of Ophthalmology,* **66,** 398-404.

Cooper, J., Selenow, A., Ciuffreda, K. J., Feldman, J., Faverty, J., Hokoda, S. C. et Silver, J. (1983). Reduction of asthenopia in patients with convergence insufficiency after fusional vergence training. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **60,** 982-989.

Cooper, J., Feldman, J., Selenow, A., Fair, R., Buccerio, F., Macdonald, D. et Levy, M. (1987). Reduction of asthenopia after accommodative facility training. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **64,** 430-436.

Cooper, J. (1992). Clinical implications of vergence adaptation. *Optometry and Vision Science,* **69,** 300-307.

Culhane, H. M. et Winn, B. (1999). Dynamic accommodation and myopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **40,** 1968-1974.

Cumming, B. et Judge, S. (1986). Disparity-induced and blur-induced convergence eye movement and accommodation in the monkey. *Journal of Neurophysiology,* **55,** 896-914.

Dalziel, C. C. (1981). Effect of vision training on patients who fail Sheard's criterion. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **58,** 21-23.

Daum, K. M. et Mccormack, G. L. (2006). Fusion and binocularity, in: *Borish's Clinical Refraction*, Benjamin, W. J. ed., 2nd ed., Elsevier, Birmingham, UK, pp. 145-191.

Eadie, A. S. et Carlin, P. J. (1995). Evolution of control system models of ocular accommodation, vergence and their interaction. *Medical, & Biological Engineering & Computing,* **33,** 517-524.

Eadie, A. S., Gray, L. S., Carlin, P. et Mon-Williams, M. (2000). Modelling adaptation effects in vergence and accommodation after exposure to a simulated virtual reality stimulus. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **20,** 242-251.

Ebenholtz, S. M. et Fisher, S. K. (1982). Distance adaptation depends upon plasticity in the oculomotor control system. *Perception & Psychophysics,* **31,** 551-560.

Ebenholtz, S. M. (1985). Accommodative hysteresis: Relation to resting focus. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **62,** 755-762.

Ebenholtz, S. M. et Citek, K. (1995). Absence of adaptive plasticity after voluntary vergence and accommodation. *Vision Research,* **35,** 2773-2783.

Edwards, M., Pope, D. R. et Schor, C. M. (1998). Luminance contrast and spatial-frequency tuning of the transient-vergence système. *Vision Research,* **38,** 705-717.

Edwards, M. H. (1998). Myopia: Definitions, classifications and economic implications, in: *Myopia and Nearwork*, Rosenfield, M. & Gilmartin, B. ed., 1st ed., Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, pp. 1-12.

Ehrlich, D. L. (1987). Near vision stress: Vergence adaptation and accommodative fatigue. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **7,** 353-357.

Emoto, M., Nojiri, Y. et Okano, F. (2004). Changes in fusional vergence limit and its hysteresis after viewing stereoscopic TV. *Displays,* **25,** 67-76.

Emoto, M., Niida, T. et Okano, F. (2005). Repeated vergence adaptation causes the decline of visual functions in watching stereoscopic television. *Journal of Display Technology,* **1,** 328-340.

Escalante, J. B. et Rosenfield, M. (2006). Effect of heterophoria measurement technique on the clinical accommodative convergence to accommodation ratio. *Optometry,* **77,** 229-234.

Fincham, E. F. (1951). The accommodation reflex and its stimulus. *The Journal of Physiology,* **115,** 381-393.

Fincham, E. F. et Walton, J. (1957). The reciprocal actions of accommodation and convergence. *The Journal of Physiology,* **137,** 488-508.

Fisher, S., Cluffreda, K. J. et Bird, J. E. (1990). The effect of stimulus duration on tonic accommodation and tonic vergence. *Optometry and Vision Science,* **67,** 441-449.

Fisher, S. K., Cluffreda, K. J., Levine, S. et Wolf-Kelly, K. S. (1987). Tonic adaptation in symptomatic asymptomatic subjects. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **64,** 333-343.

Fisher, S. K., Ciuffreda, K. J., Tannen, B. et Super, P. (1988). Stability of tonic vergence. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **29,** 1577-1581.

Fisher, S. K. et Ciuffreda, K. J. (1990). Adaptation to optically-increased interocular separation under naturalistic viewing conditions. *Perception,* **19,** 171-180.

Flom, M. C. (1960a). On the relationship between accommodation and accommodative convergence. III. Effects of orthoptics. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **37,** 619-632.

Flom, M. C. (1960b). On the relationship between accommodation and accommodative convergence. II. Stability. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **37,** 517-523.

Fry, G. A. (1983). Basic concepts underlying graphical analysis, in: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects*, Schor, C. M. & Ciuffreda, K. J. ed., 1st ed., Butterworths, Boston, MA, pp. 403-437.

Fukushima, T., Torii, M., Ukai, K., Wolffsohn, J. S. et Gilmartin, B. (2009). The relationship between CA/C ratio and individual differences in dynamic accommodative responses while viewing stereoscopic images. *Journal of Vision,* **9,** 1-13.

Gabriel, G. M. et Mutti, D. O. (2009). Evaluation of infant accommodation using retinoscopy and photoretinoscopy. *Optometry and Vision Science,* **86,** 1-8.

Goss, D. A. (1995). *Ocular Accommodation, Convergence, and Fixation Disparity: A Manual of Clinical Analysis,* 2nd ed., Butterworth-Heinemann, Boston, MA.

Grenier, B., Dubreuil, M. et Journois, D. (2000). Comparaison de deux méthodes de mesure d'une même grandeur : méthode de Bland et Altman. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation,* **19,** 128-135.

Griffin, J. R. et Grisham, J. D. (2002). *Binocular Anomalies: Diagnosis and Vision Therapy,* 3rd ed., Butterworth-Heinemann, Boston, MA.

Grisham, J. D. (1980). The dynamics of fusional vergence eye movements in binocular dysfunction. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **57,** 645-655.

Grisham, J. D., Bowman, M. C., Owyang, L. A. et Chan, C. L. (1991). Vergence orthoptics: Validity and persistence of the training effect. *Optometry and Vision Science,* **68,** 441-451.

Hasebe, S., Graf, E. W. et Schor, C. M. (2001). Fatigue reduces tonic accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **21,** 151-160.

Heath, G. G. (1956). Components of accommodation. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **33,** 569-579.

Helmholtz, H. (1925). The Perceptions of Vision, *in: Treatise on Physiological Optics,* ed. and transl. by Southall, J. P. C., 3rd ed., Optical Society of America, Dover, NY.

Hennessy, R. T. (1975). Instrument myopia. *Journal of the Optical Society of America,* **65,** 1114-1120.

Henson, D. B. et North, R. V. (1980). Adaptation to prism-induced heterophoria. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **57,** 129-137.

Hering, E. (1942). *Spatial Sense and Movement of the Eye,* vol. 12, 1st ed., American Academy of Optometry, Baltimore, MA.

Heron, G., Charman, W. N. et Schor, C. (2001a). Dynamics of the accommodation response to abrupt changes in target vergence as a function of age. *Vision Research,* **41,** 507-519.

Heron, G., Charman, W. N. et Schor, C. M. (2001b). Age changes in the interactions between the accommodation and vergence systems. *Optometry and Vision Science,* **78,** 754-762.

Hillis, J. M. et Banks, M. S. (2001). Are corresponding points fixed? *Vision Research,* **41,** 2457-2473.

Hoffman, D. M., Girshick, A. R., Akeley, K. et Banks, M. S. (2008). Vergence-accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue. *Journal of Vision,* **8,** 1-30.

Hoffman, F. B. et Bielschowsky, A. (1900). Über die der Willkür entzogenen Fusionsbewegungen der Augen. *Pfluegers Archiv fuer die gesamte Physiologie,* **80,** 1-40.

Hofstetter, H. W. (1942). The proximal factor in accommodation and convergence. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **19,** 67-76.

Hofstetter, H. W. (1945). The zone of clear single binocular vision. Part I. *American Journal of Optometry,* **22,** 301-333.

Hofstetter, H. W. (1951). The relationship of proximal convergence to fusionnal and accommodative convergence. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **28,** 300-308.

Hofstetter, H. W. (1983). Graphical analysis, in: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects*, Schor, C. M. & Ciuffreda, K. J. ed., 1st ed., Butterworths, Boston, MA, pp. 439-464.

Howard, I. (2002). *Seeing in Depth,* vol. 1, Basic Mechanisms, 1st ed., I. Porteous, Toronto, CA.

Howarth, P. A. (2011). Potential hazards of viewing 3 D stereoscopic television, cinema and computer games: A review. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **31,** 111-122.

Hung, G. K. et Semmlow, J. L. (1980). Static behavior of accommodation and vergence: Computer simulation of an interactive dual-feedback system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* **27,** 439-447.

Hung, G. K., Semmlow, J. L. et Ciuffreda, K. J. (1982). Accommodative oscillation can enhance average accommodative response: A simulation study. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics,* **12,** 594-598.

Hung, G. K., Semmlow, J. L. et Ciuffreda, K. J. (1984). The near response: Modeling, instrumentation, and clinical applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* **31,** 910-919.

Hung, G. K., Semmlow, J. L. et Ciuffreda, K. J. (1986). A dual-mode dynamic model of the vergence eye movement system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* **33,** 1021-1028.

Hung, G. K. et Ciuffreda, K. J. (1988). Dual-mode behaviour in the human accommodation système. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **8,** 327-332.

Hung, G. K. (1992). Adaptation model of accommodation and vergence. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **12,** 319-326.

Hung, G. K., Ciuffreda, K. J. et Rosenfield, M. (1996). Proximal contribution to a linear static model of accommodation and vergence. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **16,** 31-41.

Hung, G. K., Zhu, H. et Ciuffreda, K. J. (1997). Convergence and divergence exhibit different response characteristics to symmetric stimuli. *Vision Research,* **37,** 1197-1205.

Hung, G. K. (1998). Dynamic model of the vergence eye movement system: Simulations using MATLAB/SIMULINK. *Computer Methods and Programs in Biomedicine,* **55,** 59-68.

Hung, G. K. et Ciuffreda, K. J. (1999). Adaptation model of nearwork-induced transient myopia. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **19,** 151-158.

Inoue, T. et Ohzu, H. (1997). Accommodative responses to stereoscopic three-dimensional display. *Applied Optics,* **36,** 4509-4515.

Jainta, S., Hoormann, J. et Jaschinski, W. (2007). Objective and subjective measures of vergence step responses. *Vision Research,* **47,** 3238-3246.

Jainta, S., Bucci, M. P., Wiener-Vacher, S. et Kapoula, Z. (2011). Changes in vergence dynamics due to repetition. *Vision Research***,** 1845-1852.

Jaschinski-Kruza, W. (1988). Visual strain during VDU work: The effect of viewing distance and dark focus. *Ergonomics,* **31,** 1449-1465.

Jaschinski, W., Brode, P. et Griefahn, B. (1999). Fixation disparity and nonius bias. *Vision Research,* **39,** 669-677.

Jaschinski, W., Jainta, S., Hoormann, J. et Walper, N. (2007). Objective vs subjective measurements of dark vergence. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **27,** 85-92.

Jaschinski, W., Jainta, S. et Hoormann, J. (2008a). Comparison of shutter glasses and mirror stereoscope for measuring dynamic and static vergence. *Journal of Eye Movement Research,* **1,** 1-7.

Jaschinski, W., Svede, A. et Jainta, S. (2008b). Relation between fixation disparity and the asymmetry between convergent and divergent disparity step responses. *Vision Research,* **48,** 253-263.

Jiang, B. C., Gish, K. W. et Leibowitz, H. W. (1991). Effect of luminance on the relation between accommodation and convergence. *Optometry and Vision Science,* **68,** 220-225.

Johnson, C. A. (1976). Effects of luminance and stimulus distance on accommodation and visual resolution. *Journal of the Optical Society of America,* **66,** 138-142.

Johnson, C. A. et Casson, E. J. (1995). Effects of luminance, contrast, and blur on visual acuity. *Optometry and Vision Science,* **72,** 864-869.

Jones, R. (1980). Fusional vergence: Sustained and transient components. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **57,** 640-644.

Jones, R. et Stephens, G. L. (1989). Horizontal fusional amplitudes. Evidence for disparity tuning. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **30,** 1638-1642.

Joubert, C. et Bedell, H. E. (1990). Proximal vergence and perceived distance. *Optometry and Vision Science,* **67,** 29-35.

Judge, S. J. et Miles, F. A. (1985). Changes in the coupling between accommodation and vergence eye movements induced in human subjects by altering the effective interocular separation. *Perception,* **14,** 617-629.

Judge, S. J. (1991). Vergence, in: *Vision and Visual Dysfunction*, Carpenter, R. ed., 1st ed., Macmillan, London, UK, pp. 157-172.

Kandel, E. R., Schwartz, J. H. et Jessell, T. M. (2000). *Principles of Neural Science,* 4th ed., McGraw-Hill, New York, NY.

Kasai, T., Unno, M., Fujii, K., Sekiguchi, M. et Shinohara, K. (1971). Dynamic characteristics of human eye accommodation system. *Technology Reports of Osaka University,* **21,** 569-586.

Kasthurirangan, S., Vilupuru, A. S. et Glasser, A. (2003). Amplitude dependent accommodative dynamics in humans. *Vision Research,* **43,** 2945-2956.

Kasthurirangan, S. et Glasser, A. (2005). Influence of amplitude and starting point on accommodative dynamics in humans. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **46,** 3463-3472.

Kasthurirangan, S. et Glasser, A. (2006). Age related changes in accommodative dynamics in humans. *Vision Research,* **46,** 1393-1403.

Khosroyani, M. et Hung, G. K. (2002). A dual-mode dynamic model of the human accommodation system. *Bulletin of Mathematical Biology,* **64,** 285-299.

Kotulak, J. et Schor, C. (1986). The dissociability of accommodation from vergence in the dark. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **27,** 544-551.

Kotulak, J. C. et Schor, C. M. (1987). The effects of optical vergence, contrast, and luminance on the accommodative response to spatially bandpass filtered targets. *Vision Research,* **27,** 1797-1806.

Kotulak, J. C. et Morse, S. E. (1995). Oculomotor responses with aviator helmet-mounted displays and their relation to in-flight symptoms. *Human Factors,* **37,** 699-710.

Krishnan, V., Farazian, F. et Stark, L. (1973a). An analysis of latencies and predisction in the fusional vergence system. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **50,** 933-939.

Krishnan, V., Phillips, S. et Stark, L. (1973b). Frequency analysis of accommodation, accommodative vergence and disparity vergence. *Vision Research,* **13,** 1545-1554.

Krishnan, V. et Stark, L. (1977). A heuristic model for the human vergence eye movement system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* **24,** 44-49.

Kruger, P. B. et Pola, J. (1986). Stimuli for accommodation: Blur, chromatic aberration and size. *Vision Research,* **26,** 957-971.

Krumholz, D., Fox, R. et Ciuffreda, K. (1986). Short-term changes in tonic accommodation. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **27,** 552-557.

Kumnick, L. S. (1954). Pupillary psychosensory restitution and aging. *Journal of the Optical Society of America,* **44,** 735-740.

Lambooij, M., Fortuin, M., Ijsselsteijn, W. A. et Heynderickx, I. (2009a). Measuring visual discomfort associated with 3D displays, Papier présenté à: *Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XX*, San Jose, CA.

Lambooij, M., Ijsselsteijn, W., Fortuin, M. et Heynderickx, I. (2009b). Visual discomfort and visual fatigue of stereoscopic displays: A review. *Journal of Imaging Science and Technology,* **53,** 1-14.

Lambooij, M. T. M., Ijsselsteijn, W. A. et Heynderickx, I. (2007). Visual discomfort in stereoscopic displays: A review, Papier présenté à: *Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XIV*, San Jose, CA.

Legge, G. E., Mullen, K. T., Woo, G. C. et Campbell, F. W. (1987). Tolerance to visual defocus. *Journal of the Optical Society of America,* **4,** 851-863.

Leroy, L. (2009). *Interfaçage visuel stéréoscopique : diminution de la fatigue visuelle et caractérisation de la perception des formes,* Thèse en informatique temps réel, robotique et automatique, Mines ParisTech, Paris, FR.

Leroy, L., Fuchs, P. et Moreau, G. (2010). Real time comfort enhancement in stereoscopic displays by disparity and content-adapted blur, Papier présenté à: *International Symposium on Industrial Electronics*, Bari, IT.

Locke, L. C. et Somers, W. (1989). A comparison study of dynamic retinoscopy techniques. *Optometry and Vision Science,* **66,** 540-544.

Maddox, E. (1893). *The Clinical Use of Prisms; and the Decentering of Lenses,* 2nd ed., John Wright and Co, Bristol, UK.

Manas, L. et Shulman, P. (1954). The variation in the accommodation-convergence accommodation (AC/A) ratio upon periodic retesting. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **31,** 385-395.

Marcos, S., Moreno, E. et Navarro, R. (1999). The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements. *Vision Research,* **39,** 2039-2049.

Marg, E. (1951). An investigation of voluntary as distinguished from reflex accommodation. *American Journal of Optometry,* **28,** 347-356.

Marran, L. et Schor, C. M. (1998). Lens induced aniso-accommodation. *Vision Research,* **38,** 3601-3619.

Mcalinden, C., Khadka, J. et Pesudovs, K. (2011). Statistical methods for conducting agreement (comparison of clinical tests) and precision (repeatability or reproducibility) studies in optometry and ophthalmology. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **31,** 330-3338.

Mcclelland, J. F. et Saunders, K. J. (2003). The repeatability and validity of dynamic retinoscopy in assessing the accommodative response. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **23,** 243-250.

Miège, C. (1988). *Etude de la fonction accommodative de l'oeil humain. Application à la correction de la presbytie,* Thèse en génie biomédical, Université de Technologie de Compiègne, Compiègne, FR.

Miles, F. A. et Judge, S. J. (1982). Optically-induced changes in the neural coupling between vergence eye mouvements and accommodation in human subjects, in: *Functional Basis of Ocular Motility Disorders*, Lennerstrand, G., Zee, D. S. & Keller, E. L. ed., 1st ed., Pergamon Press, Oxford, pp. 93-96.

Miles, F. A. (1985). Adaptive regulation in the vergence and accommodation control systems. *Review of Oculomotor Research,* **1,** 81-94.

Miles, F. A., Judge, S. J. et Optican, L. M. (1987). Optically induced changes in the couplings between vergence and accommodation. *The Journal of Neuroscience,* **7,** 2576-2589.

Miller, R. J. (1978). Temporal stability of the dark focus of accommodation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **55,** 447-450.

Millodot, M. (1997). *Le Nouveau Dictionnaire de la Vision,* 1st ed., Mediacom Vision, Orsay, FR.

Miwa, T. (1992). Instrument myopia and the resting state of accommodation. *Optometry and Vision Science,* **69,** 55-59.

Mon-Williams, M., Wann, J. P. et Rushton, S. (1993). Binocular vision in a virtual world: Visual deficits following the wearing of a head-mounted display. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **13,** 387-391.

Mon-Williams, M., Wann, J. P. et Rushton, S. (1995). Design factors in stereoscopic virtual reality displays. *Journal of the Society for Information Display,* **3,** 207-210.

Mon-Williams, M., Plooy, A., Burgess-Limerick, R. et Wann, J. (1998). Gaze angle: A possible mechanism of visual stress in virtual reality headsets. *Ergonomics,* **41,** 280-285.

Mon-Williams, M. et Wann, J. P. (1998). Binocular virtual reality displays: When problems do and don't occur. *Human Factors,* **40,** 42-49.

Mordi, J. A. et Ciuffreda, K. J. (1998). Static aspects of accommodation: Age and presbyopia. *Vision Research,* **38,** 1643-1653.

Mordi, J. A. et Ciuffreda, K. J. (2004). Dynamic aspects of accommodation: Age and presbyopia. *Vision Research,* **44,** 591-601.

Morgan, M. W. (1944a). Accommodation and its relationship to convergence. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **21,** 183-195.

Morgan, M. W. (1944b). Clinical measurement of accommodation. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **21,** 301-313.

Morgan, M. W. (1944c). Analysis of clinical data. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **21,** 477-491.

Morgan, M. W. (1968). Accommodation and vergence. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **45,** 417-454.

Morgan, M. W. (1983). The Maddox analysis of vergence, in: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects*, Schor, C. M. & Ciuffreda, K. J. ed., 1st ed., Butterworths, Boston, MA, pp. 15-21.

Morris, H., O'connor, A. R., Stephenson, M. G., Mitchell, M., Price, G. J. et Anderson, S. (2005). Clinical assessment of stereopsis and its functional significance. *The British and Irish Orthoptic Journal,* **2,** 8-14.

Munoz, P., Semmlow, J. L., Yuan, W. et Alvarez, T. L. (1999). Short term modification of disparity vergence eye movements. *Vision Research,* **39,** 1695-1705.

Neveu, C., Blackmon, T. et Stark, L. (1998). Evaluation of the effects of a head-mounted display on ocular accommodation. *Presence,* **7,** 278-289.

Neveu, P., Priot, A. E., Plantier, J. et Roumes, C. (2010). Short exposure to telestereoscope affects the oculomotor system. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **30,** 806-815.

Newman, J. M. (2006). Analysis, interpretation, and prescription for the ametropias and heterophorias, in: *Borish's Clinical Refraction*, Benjamin, W. J. ed., 2nd ed., Elsevier, Birmingham, UK, pp. 963-1025.

Nguyen, D., Vedamurthy, I. et Schor, C. (2008). Cross-coupling between accommodation and convergence is optimized for a broad range of directions and distances of gaze. *Vision Research,* **48,** 893-903.

North, R. V. et Henson, D. B. (1981). Adaptation to prism-induced heterophira in subject with abnormal binocular vision or asthenopia. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **59,** 746-752.

O'connor, A. R., Birch, E. E., Anderson, S. et Draper, H. (2010). The functional significance of stereopsis. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **51,** 2019-2023.

Ogle, K. N. et Martens, M. D. (1957). On the accommodative convergence and the proximal convergence. *Archives of Ophthalmology,* **57,** 702-715.

Ogle, K. N., Martens, T. G. et Dyer, J. A. (1967). *Ocumomotor Imbalance in Binocular Vision and Fixation Disparity,* 1st ed., Lea and Febiger, Philadelphia, PA.

Okada, Y., Ukai, K., Wolffsohn, J. S., Gilmartin, B., Iijima, A. et Bando, T. (2006). Target spatial frequency determines the response to conflicting defocus- and convergence-driven accommodative stimuli. *Vision Research,* **46,** 475-484.

Okuda, F. C., Apt, L. et Wanter, B. S. (1977). Evaluation of the TNO-random-dot stereogram test. *American Orthoptic Journal,* **27,** 124-130.

Oliva, A. et Schyns, P. G. (1997). Coarse blobs or fine edges? Evidence that information diagnosticity changes the perception of complex visual stimuli. *Cognitive Psychology,* **34,** 72-107.

Owens, D. A. (1980). A comparison of accommodative responsiveness and contrast sensitivity for sinusoidal gratings. *Vision Research,* **20,** 159-167.

Owens, D. A. et Leibowitz, H. W. (1980). Accommodation, convergence, and distance perception in low illumination. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **57,** 540-550.

Owens, D. A. (1983). Oculomotor tonus and visual adaptation, in: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects*, Schor, C. M. & Ciuffreda, K. J. ed., 1st ed., Butterworth, Boston, MA, pp. 213-231.

Owens, D. A. et Leibowitz, H. W. (1983). Perceptual and motor consequence of tonic vergence, in: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects*, Schor, C. M. & Ciuffreda, K. J. ed., 1st ed., Butterworths, Boston, MA, pp. 25-74.

Owens, D. A. (1986). Oculomotor tonus and visual adaptation. *Acta Psychologica,* **63,** 213-231.

Owens, D. A. et Wolf-Kelly, K. (1987). Near work, visual fatigue, and variations of oculomotor tonus. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **28,** 743-749.

Owens, R. L. et Higgins, K. E. (1983). Long-term stability of the dark focus of accommodation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **60,** 32-38.

Peli, E. (1995). Real vision & virtual reality. *Optics and Photonics News,* **6,** 28-34.

Peli, E. (1998). The visual effects of head-mounted display (HMD) are not distinguishable from those of desk-top computer display. *Vision Research,* **38,** 2053-2066.

Perrin, J., Fuchs, P., Roumes, C. et Perret, F. (1998). Improvement of stereoscopic comfort through control of the disparity and of the spatial frequency content, Papier présenté à: *Visual Information Processing VII*, Orlando, FL.

Phillips, S. R. (1974). *Ocular neurological control systems, accommodation and the near response triad,* Thèse en Ingénierie mécanique, Université de Californie, Berkeley, CA.

Plantier, J. et Menu, J. (1992). Visual contrast and image quantification from wavelet theory, Papier présenté à: *14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Paris, FR.

Priot, A. E., Bonnevie, L., Plantier, J., Neveu, P., Bichot, A. et Roumes, C. (2008). *Description et manuel d'utilisation du banc optique haploscope-optomètre permettant l'étude de la relation accommodation-convergence.* Rapport Technique Imassa n° 08-04.

Priot, A. E., Laboissière, R., Sillan, O., Roumes, C. et Prablanc, C. (2010). Adaptation of egocentric distance perception under telestereoscopic viewing within reaching space. *Experimental Brain Research,* **202,** 825-836.

Rainey, B. B., Schroeder, T. L., Goss, D. A. et Grosvenor, T. P. (1998). Inter-examiner repeatability of heterophoria test. *Optometry and Vision Science,* **75,** 719-726.

Rainey, B. B. (2000). The effect of prism adaptation on the response AC/A ratio. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **20,** 199-206.

Rashbass, C. et Westheimer, G. (1961). Disjunctive eye movements. *The Journal of Physiology,* **159,** 339-360.

Raynaud, D. (2003). Ibn al-Haytham sur la vision binoculaire : un précurseur de l'optique physiologique. *Arabic Science and Philosophy,* **13,** 79-99.

Rosenfield, M. et Gilmartin, B. (1988). Accommodative adaptation induced by sustained disparity-vergence. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **65,** 118-126.

Rosenfield, M. (1989). Evaluation of clinical techniques to measure tonic accommodation. *Optometry and Vision Science,* **66,** 809-814.

Rosenfield, M. et Gilmartin, B. (1989). Temporal aspects of accommodative adaptation. *Optometry and Vision Science,* **66,** 229-234.

Rosenfield, M. et Ciuffreda, K. J. (1990). Distance heterophoria and tonic vergence. *Optometry and Vision Science,* **67,** 667-669.

Rosenfield, M. et Gilmartin, B. (1990). Effect of target proximity on the open-loop accommodative response. *Optometry and Vision Science,* **67,** 74-79.

Rosenfield, M., Ciuffreda, K. J. et Hung, G. K. (1991). The linearity of proximally induced accommodation and vergence. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **32,** 2985-2991.

Rosenfield, M., Ciuffreda, K. J., Hung, G. K. et Gilmartin, B. (1993). Tonic accommodation: A review. I. Basic aspects. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **13,** 266-284.

Rosenfield, M., Ciuffreda, K. J., Hung, G. K. et Gilmartin, B. (1994). Tonic accommodation: A review. II. Accommodative adaptation and clinical aspects. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **14,** 265-277.

Rosenfield, M., Ciuffreda, K. J., Ong, E. et Super, S. (1995). Vergence adaptation and the order of clinical vergence range testing. *Optometry and Vision Science,* **72,** 219-223.

Rosenfield, M., Portello, J. K., Blustein, G. H. et Jang, C. (1996). Comparison of clinical techniques to assess the near accommodative response. *Optometry and Vision Science,* **73,** 382-388.

Rosenfield, M. (1997a). Tonic vergence and vergence adaptation. *Optometry and Vision Science,* **74,** 303-328.

Rosenfield, M. (1997b). Prism adaptation: Relevance in clinical practice. *Journal of Optometric Vision Development,* **28,** 68-75.

Rosenfield, M., Rappon, J. M. et Carrel, M. F. (2000). Vergence adaptation and the clinical AC/A ratio. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **20,** 207-211.

Rosenfield, M. (2006). Refractive status of the eye, in: *Borish's Clinical Refraction*, Benjamin, W. J. ed., 2nd ed., Elsevier, Birmingham, UK, pp. 3-34.

Roumes, C. (1995). *Contenu fréquenctiel de l'image et vision binoculaire. Etude psychophysique chez l'homme,* Thèse en neurosciences, Université de Paris 6, Paris, FR.

Roumes, C., Plantier, J., Menu, J. P. et Thorpe, S. (1997). The effects of spatial frequency on binocular fusion: From elementary to complex images. *Human Factors,* **39,** 359-373.

Rushton, S. K. et Riddell, P. M. (1999). Developing visual systems and exposure to virtual reality and stereo displays: Some concerns and speculations about the demands on accommodation and vergence. *Applied Ergonomics,* **30,** 69-78.

Saladin, J. J. (2005). Stereopsis from a performance perspective. *Optometry and Vision Science,* **82,** 186-205.

Saladin, J. J. (2006). Phorometry and stereopsis, in: *Borish's Clinical Refraction*, Benjamin, W. J. ed., 2nd ed., Elsevier, Birmingham, UK, pp. 899-960.

Schaeffel, F., Wilhelm, H. et Zrenner, E. (1993). Inter-individual variability in the dynamics of natural accommodation in humans: Relation to age and refractive errors. *The Journal of Physiology,* **461,** 301-320.

Scheiman, M. et Wick, B. (2002). *Clinical Management of Binocular Vision. Heterophoric, Accommodative and Eye Movement Disorders,* 2nd ed., Lippincott Williams & Wilkins, Houston, TX.

Schimitzek, T. et Wesemann, W. (2002). Clinical evaluation of refraction using a handheld wavefront autorefractor in young and adult patients. *Journal of Cataract & Refractive Surgery,* **28,** 1655-1666.

Schor, C. (1980). Fixation of disparity: A steady state error of disparity-induced vergence. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **57,** 618-631.

Schor, C., Wood, I. et Ogawa, J. (1984a). Binocular sensory fusion is limited by spatial resolution. *Vision Research,* **24,** 661-665.

Schor, C., Robertson, K. M. et Wesson, M. (1986). Disparity vergence dynamics and fixation disparity. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **63,** 611-618.

Schor, C. et Tsuetaki, T. (1987). Fatigue of accommodation and vergence modifies their mutual interactions. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **28,** 1250-1259.

Schor, C. et Horner, D. (1989). Adaptive disorders of accommodation and vergence in binocular dysfunction. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **9,** 264-268.

Schor, C. (1999). The influence of interactions between accommodation and convergence on the lag of accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **19,** 134-150.

Schor, C. M. (1979a). The relationship between fusional vergence eye movements and fixation disparity. *Vision Research,* **19,** 1359-1367.

Schor, C. M. (1979b). The influence of rapid prism adaptation upon fixation disparity. *Vision Research,* **19,** 757-765.

Schor, C. M. et Narayan, V. (1982). Graphical analysis of prism adaptation, convergence accommodation, and accommodative convergence. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **59,** 774-784.

Schor, C. M. et Wood, I. (1983). Disparity range for local stereopsis as a function of luminance spatial frequency. *Vision Research,* **23,** 1649-1654.

Schor, C. M., Johnson, C. A. et Post, R. B. (1984b). Adaptation of tonic accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **4,** 133-137.

Schor, C. M. (1985). Models of mutual interactions between accommodation and convergence. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **62,** 369-374.

Schor, C. M. (1986). Adaptive regulation of accommodative vergence and vergence accommodation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **63,** 587-609.

Schor, C. M. et Kotulak, J. C. (1986). Dynamic interactions between accommodation and convergence are velocity sensitive. *Vision Research,* **26,** 927-942.

Schor, C. M. (1992). A dynamic model of cross-coupling between accommodation and convergence: Simulations of step and frequency responses. *Optometry and Vision Science,* **69,** 258-269.

Schor, C. M., Alexander, J., Cormack, L. et Stevenson, S. (1992). Negative feedback control model of proximal convergence and accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **12,** 307-318.

Schor, C. M., Lott, L. A., Pope, D. et Graham, A. D. (1999). Saccades reduce latency and increase velocity of ocular accommodation. *Vision Research,* **39,** 3769-3795.

Schor, C. M. et Bharadwaj, S. R. (2005). A pulse-step model of accommodation dynamics in the aging eye. *Vision Research,* **45,** 1237-1254.

Schor, C. M. et Bharadwaj, S. R. (2006). Pulse-step models of control strategies for dynamic ocular accommodation and disaccommodation. *Vision Research,* **46,** 242-258.

Schor, C. M. (2009). Neuromuscular plasticity and rehabilitation of the ocular near response. *Optometry and Vision Science,* **86,** 788-802.

Schreiber, K. M., Hillis, J. M., Filippini, H. R., Schor, C. M. et Banks, M. S. (2008). The surface of the empirical horopter. *Journal of Vision,* **8,** 1-20.

Seidemann, A. et Schaeffel, F. (2003). An evaluation of the lag of accommodation using photorefraction. *Vision Research,* **43,** 419-430.

Semmlow, J. et Wetzel, P. (1979). Dynamic contributions of the components of binocular vergence. *Journal of the Optical Society of America,* **69,** 639-645.

Semmlow, J. L., Hung, G. K. et Ciuffreda, K. J. (1986). Quantitative assessment of disparity vergence components. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **27,** 558-564.

Semmlow, J. L. et Yuan, W. (2002). Components of disparity vergence eye movements: Application of independent component analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* **49,** 805-811.

Semmlow, J. L., Yuan, W. et Alvarez, T. (2002). Short-term adaptive control processes in vergence eye movement. *Current Psychology of Cognition,* **21,** 343-376.

Sethi, B. et North, R. V. (1987). Vergence adaptive changes with varying magnitudes of prism-induced disparities and fusional amplitudes. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **64,** 263-268.

Sharples, S., Cobb, S., Moody, A. et Wilson, J. R. (2008). Virtual reality induced symptoms and effects (VRISE): Comparison of head mounted display (HMD), desktop and projection display systems. *Displays,* **29,** 58-69.

Sheard, C. (1930). Zones of ocular comfort. *American Journal of Optometry & Archives of American Academy of Optometry,* **7,** 9-25.

Sheedy, J. E. et Saladin, J. J. (1977). Phoria, vergence, and fixation disparity in oculomotor problems. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **54,** 474-478.

Shibata, T. (2002). Head mounted display. *Displays,* **23,** 57-64.

Shibata, T., Kim, J., Hoffman, D. M. et Banks, M. S. (2011). The zone of comfort: Predicting visual discomfort with stereo displays. *Journal of Vision,* **11,** 1-29.

Shirachi, D., Liu, J., Lee, M., Jang, J., Wong, J. et Stark, L. (1978). Accommodation dynamics I. Range nonlinearity. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **55,** 631-641.

Simons, K. (1981). A comparison of the Frisby, Random-Dot E, TNO, and Randot circles stereotests in screening and office use. *Archives of Ophthalmology,* **99,** 446-452.

Stutterheim, N. A. (1933). The primary position of the eyes. *British Journal of Ophthalmology,* **17,** 394-401.

Stutterheim, N. A. (1934). The divergence of the primary position of the eyes. *British Journal of Ophthalmology,* **18,** 256-260.

Sun, F., Stark, L., Nguyen, A., Wong, J., Lakshminarayanan, V. et Mueller, E. (1988). Changes in accommodation with age: Static and dynamic. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **65,** 492-498.

Suryakumar, R. et Bobier, W. R. (2004). Gain and movement time of convergence-accommodation in preschool children. *Optometry and Vision Science,* **81,** 835-843.

Suryakumar, R., Meyers, J. P., Irving, E. L. et Bobier, W. R. (2007a). Vergence accommodation and monocular closed loop blur accommodation have similar dynamic characteristics. *Vision Research,* **47,** 327-337.

Suryakumar, R., Meyers, J. P., Irving, E. L. et Bobier, W. R. (2007b). Application of video-based technology for the simultaneous measurement of accommodation and vergence. *Vision Research,* **47,** 260-268.

Suryakumar, R., Kwok, D., Fernandez, S. et Bobier, W. R. (2009). Dynamic photorefraction system: an offline application for the dynamic analysis of ocular focus and pupil size from photorefraction images. *Computers in Biology and Medicine,* **39,** 195-205.

Takeda, T., Hashimoto, K., Hiruma, N. et Fukui, Y. (1999). Characteristics of accommodation toward apparent depth. *Vision Research,* **39,** 2087-2097.

Thiagarajan, P., Lakshminarayanan, V. et Bobier, W. R. (2010). Effect of vergence adaptation and positive fusional vergence training on oculomotor parameters. *Optometry and Vision Science,* **87,** 487-493.

Toates, F. M. (1972). Accommodation function of the human eye. *Physiological Reviews,* **52,** 828-863.

Toates, F. M. (1974). Vergence eye movements. *Documenta Ophthalmologica,* **37,** 153-214.

Tondel, G. M. et Candy, T. R. (2007). Human infants' accommodation responses to dynamic stimuli. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **48,** 949-956.

Tondel, G. M. et Candy, T. R. (2008). Accommodation and vergence latencies in human infants. *Vision Research,* **48,** 564-576.

Torii, M., Okada, Y., Ukai, K., Wolffsohn, J. S. et Gilmartin, B. (2008). Dynamic measurement of accommodative responses while viewing stereoscopic images. *Journal of Modern Optics,* **55,** 557-567.

Tsuetaki, T. K. et Schor, C. M. (1987). Clinical method for measuring adaptation of tonic accommodation and vergence accommodation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **64,** 437-449.

Tucker, J. et Charman, W. N. (1979). Reaction and response times for accommodation. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **56,** 490-503.

Ukai, K. et Kato, Y. (2002). The use of video refraction to measure the dynamic properties of the near triad in observers of a 3-D display. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **22,** 385-388.

Wang, B. et Ciuffreda, K. J. (2006). Depth-of-focus of the human eye: Theory and clinical implications. *Survey of Ophthalmology,* **51,** 75-85.

Wann, J. et Mon-Williams, M. (1996). What does virtual reality NEED?: Human factors issues in the design of three-dimensional computer environments. *International Journal of Human-Computer Studies,* **44,** 829-847.

Wann, J. P., Rushton, S. et Mon-Williams, M. (1995). Natural problems for stereoscopic depth perception in virtual environments. *Vision Research,* **35,** 2731-2736.

Wann, J. P. et Mon-Williams, M. (2002). Measurement of visual aftereffects following virtual environment exposure, in: *Handbook of Virtual Environments*, Stanney, K. M. ed., 1st ed., Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, pp. 731-749.

Ward, P. A. et Charman, W. N. (1985). Effect of pupil size on steady state accommodation. *Vision Research,* **25,** 1317-1326.

Ward, P. A. et Charman, W. N. (1987). On the use of small artificial pupils to open-loop the accommodation system. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **7,** 191-193.

Wesner, M. et Miller, R. (1986). Instrument myopia conceptions, misconceptions, and influencing factors. *Documenta Ophthalmologica,* **62,** 281-308.

Westheimer, G. et Mitchell, A. M. (1956). Eye movement responses to convergence stimuli. *Archives of Ophthalmology,* **55,** 848-856.

Westheimer, G. (1966). The Maxwellian view. *Vision Research,* **6,** 669-682.

Westheimer, G. (1972). Optical properties of vertebrate eyes, in: *Handbook of Sensory Physiology: Physiology of Photoreceptor Organs*, vol. 2/2, Fuortes, M. G. F. ed., ed., Springer-Verlag, Berlin, GE, pp. 449-482.

Wick, B. (1985). Clinical factors in proximal vergence. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **62,** 1-18.

Wick, B. et Currie, D. (1991a). Convergence accommodation: Laboratory and clinical evaluation. *Optometry and Vision Science,* **68,** 226-231.

Wick, B. et Currie, D. (1991b). Dynamic demonstration of proximal vergence and proximal accommodation. *Optometry and Vision Science,* **68,** 163-167.

Wittenberg, S. (1988). The Badal optometer paradox. *American Journal of Optometry & Physiological Optics,* **65,** 285-291.

Wolf, K. S., Bedell, H. E. et Pedersen, S. B. (1990). Relations between accommodation and vergence in darkness. *Optometry and Vision Science,* **67,** 89-93.

Wolffsohn, J. S., Hunt, O. A. et Gilmartin, B. (2002). Continuous measurement of accommodation in human factor applications. *Ophthalmic and Physiological Optics,* **22,** 380-384.

Wöpking, M. (1995). Viewing comfort with stereoscopic pictures: An experimental study on the subjective effects of disparity magnitude and depth of focus. *Journal of the Society for Information Display,* **3,** 101-103.

Yang, Q., Bucci, M. P. et Kapoula, Z. (2002). The latency of saccades, vergence, and combined eye movements in children and in adults. *Investigative Ophthalmology & Visual Science,* **43,** 2939-2949.

Yano, S., Ide, S., Mitsuhashi, T. et Thwaites, H. (2002). A study of visual fatigue and visual comfort for 3D HDTV/HDTV images. *Displays,* **23,** 191-201.

Yeh, Y. Y. et Silverstein, L. (1990). Limits of fusion and depth judgment in stereoscopic color displays. *Human Factors,* **32,** 45-60.

Yuan, W. et Semmlow, J. L. (2000). The influence of repetitive eye movements on vergence performance. *Vision Research,* **40,** 3089-3098.

Glossaire

Conflit oculomoteur ou conflit accommodation/vergence ou discordance accommodation/vergence) : On parlera de conflit oculomoteur lorsque les composantes varient dans des proportions différentes (i.e. accommodation fixe et vergence variable mais aussi dans le cas d'une accommodation variable avec une variation de la vergence X fois plus importante : visualisation stéréoscopique et/ou hyper relief).

Dissociation accommodation/vergence : On ne parlera de dissociation accommodation/vergence uniquement lorsque la modification de l'une des composantes est décorrélée de l'autre composante (e.g. accommodation fixe et vergence variable : visualisation stéréoscopique).

Ecrans autostéréoscopiques : Ils permettent la restitution du relief sans dispositifs complémentaires type lunettes passives ou actives. Ils sont basés sur diverses techniques permettant d'attribuer à chaque œil une image différente (e.g. réseaux lenticulaires, barrière de parallaxe).

Fonction de sensibilité au contraste : Elle définit le contraste minimal pour qu'un stimulus caractérisé par sa fréquence spatiale soit perçu.

Hyperstéréopsie : Perception du relief issue du traitement visuel d'une disparité rétinienne augmentée vis-à-vis de la disparité rétinienne en vision naturelle.

Lunettes passives : Il s'agit d'équipements permettant la restitution du relief sans asservissement à la stimulation stéréoscopique. Les lunettes anaglyphes sont composées de deux couleurs : une couleur complémentaire de la stimulation pour chaque œil (rouge/vert ou rouge/cyan), tandis que les lunettes polarisées sont composées de filtres polarisés : un filtre dans une direction donnée pour chaque œil.

Lunettes actives : Il s'agit d'équipements permettant la restitution du relief par asservissement de la lunette à la stimulation stéréoscopique. Elles sont composées d'écrans dont la transparence est asservie à l'affichage de l'image en fonction de l'œil d'attribution.

Punctum proximum de convergence : Il correspond au point le plus proche sur lequel les deux yeux peuvent converger sans vision double.

Punctum proximum d'accommodation : Il correspond au point le plus proche sur lequel les yeux peuvent maintenir une vision nette.

Réserves fusionnelles : Elles sont délimitées par plusieurs points : les points de flou (points à partir desquels la vision est floue, ils délimitent la réserve relative), les points de bris (points à partir desquels la vision binoculaire est brisée) et les points de recouvrement (points à partir desquels la vision est de nouveau simple après avoir été brisée). Les réserves en convergence sont appelées réserves positives, tandis que les réserves en divergence sont appelées réserves négatives.

Stéréopsie (ou vision stéréoscopique) : Perception du relief issue du traitement visuel de la disparité rétinienne des stimulations.

Verre de Madox : Il s'agit d'un verre composé de multiples cylindres convergents de forte puissance. Le positionnement d'un verre de Maddox devant un œil conduit à une dissociation de la vision binoculaire. Le sujet est alors dit en vision bi-oculaire.

Trou sténopéïque : Il s'agit d'un trou de faible dimension servant de pupille artificielle.

Visualisation en hyper relief : Vision artificielle avec un relief accru. Seul, il qui engendre un conflit partiel entre les composantes d'accommodation et de vergence (accommodation quasiment inchangée par rapport à la vision naturelle et vergence multipliée par un facteur donné pour la vergence).

Visualisation en relief : Vision artificielle en relief. Terme générique regroupant : la visualisation stéréoscopique, la visualisation hyperstéréoscopique et la visualisation en hyper relief.

Visualisation hyperstéréoscopique : Vision stéréoscopique artificielle combinée à un relief accru.

Visualisation stéréoscopique : Vision stéréoscopique artificielle. Elle permet la visualisation en relief d'une scène projetée sur un plan d'affichage et engendre une dissociation accommodation/vergence (accommodation fixe sur un plan d'affichage et vergence variable sur l'objet virtuel).

Annexes

Annexe 1	Unités optométriques	181
Annexe 2	Champ visuel sous téléstéréoscope	182
Annexe 3	Champ visuel sous stéréoscope (image à l'échelle 1 : 5)	183
Annexe 4	Procédures des tests cliniques	184
Annexe 5	Bland-Altman	187
Annexe 6	Exemple de décomposition fréquentielle en ondelette	189
Annexe 7	Représentations des oscillations de la cible	190
Annexe 8	Phraséologie associée à l'expérimentation 3	192
Annexe 9	Résultats associées au suivi oculomoteur	193
Annexe 10	Article	194
Annexe 11	Publications	204

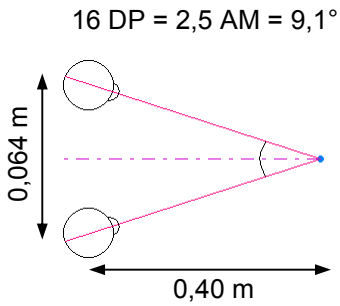
Annexe 1 Unités optométriques

Les paramètres oculomoteurs ont la particularité d'être mesurés avec des unités hors du système international.

La vergence peut être exprimée en degré (°), en angle mètre (AM) ou en dioptrie prismatique (DP ou Δ). L'angle mètre correspond à l'inverse de la distance en mètre entre le sujet et le point de croisement de ses lignes de regard. La dioptrie prismatique est l'unité utilisée en clinique. Elle représente la quantité de déviation d'un faisceau de lumière produite par un prisme. Une dioptrie prismatique correspond à une déviation de 1 cm sur une surface plane située à 1 m du prisme.

La conversion d'une unité vers une autre est réalisable via les équations ci-dessous où DIO représente la distance interoculaire et où les distances sont exprimées en mètre (voir exemple ci-contre) :

Vergence AM → Vergence DP : $V\,(DP) = DIO.10^2 \times V\,(AM)$
Vergence DP → Vergence AM : $V\,(AM) = V\,(DP) / DIO.10^2$
Vergence AM → Vergence ° : $V\,(^\circ) = \text{inv tan}\,[DIO \times V\,(AM)]$
Vergence DP → Vergence ° : $V\,(^\circ) = \text{inv tan}\,[V\,(DP).10^{-2}]$
Vergence ° → Vergence DP : $V\,(DP) = 10^2 \tan\,[V\,(^\circ)]$
Vergence ° → Vergence AM : $V\,(AM) = [\tan V\,(^\circ)] / DIO$

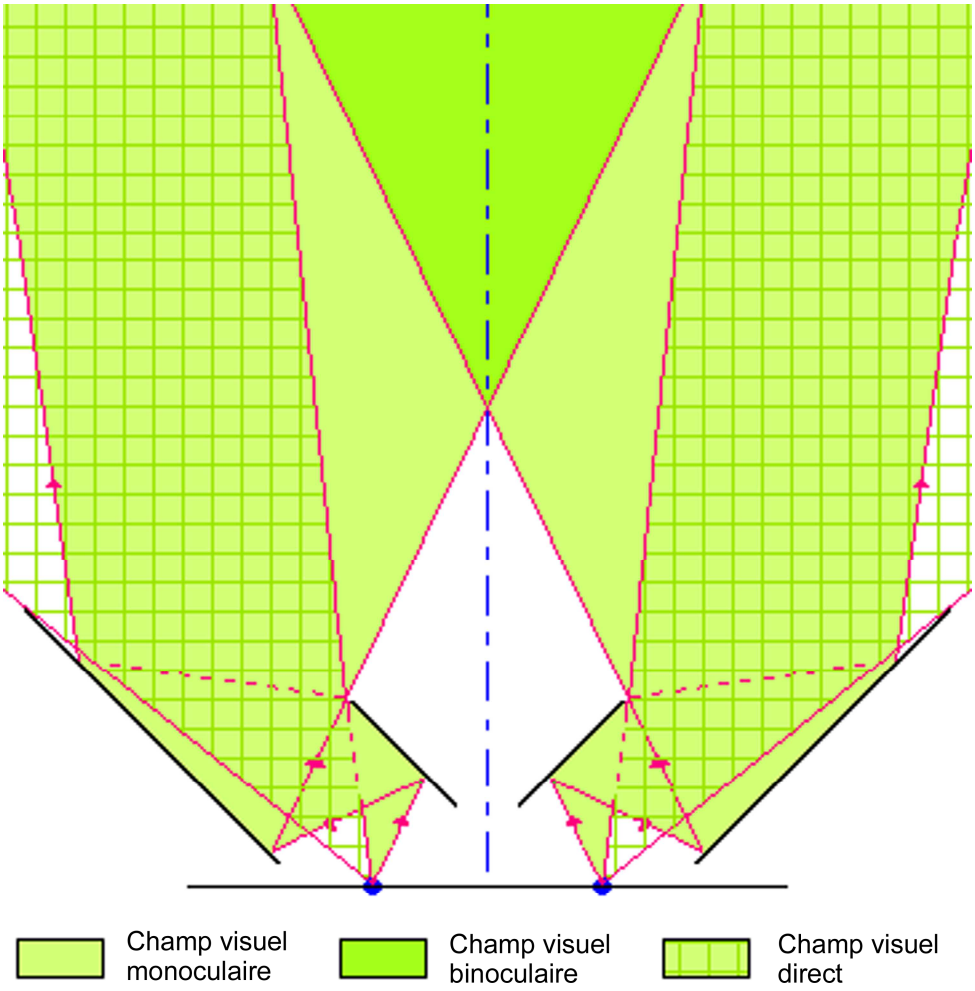


La première équation révèle que l'angle mètre permet de prendre en compte l'influence de la distance interoculaire dans l'angle de vergence mesuré (Fisher et Ciuffreda, 1990). Cette unité permet de faciliter les comparaisons d'un sujet à un autre.

L'accommodation est exprimée en dioptrie (D) qui correspond à l'inverse de la distance en mètre entre le sujet et son point de focalisation.

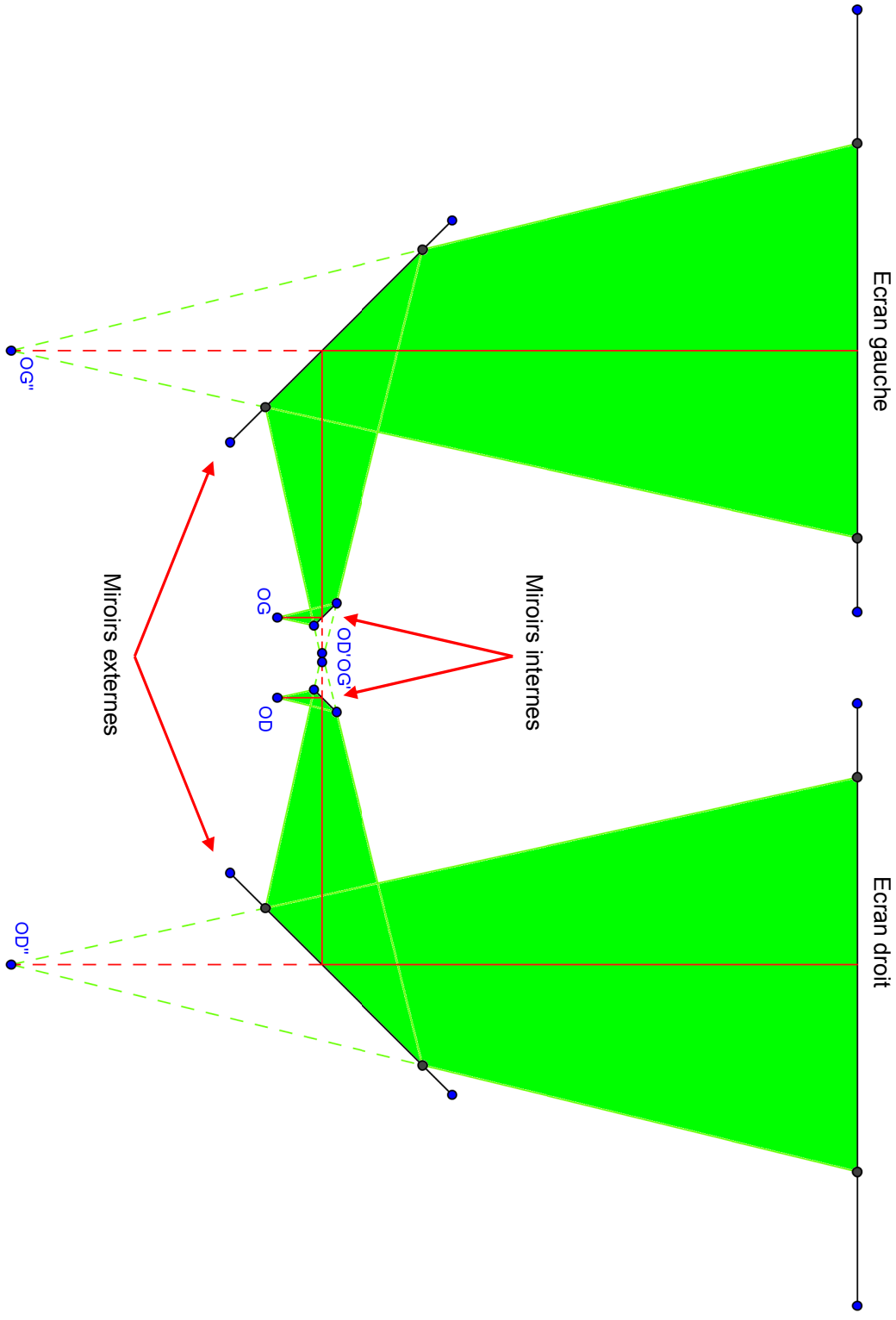
L'angle mètre et la dioptrie permettent de facilement comparer les valeurs d'accommodation et de vergence et donnent rapidement une localisation dans l'espace du point de fixation.

Annexe 2 **Champ visuel sous téléstéréoscope**



Au travers du dispositif, un sujet ayant un écart de 64 mm possède deux champs monoculaires de 36°. La zone de recouvrement de ces deux champs monoculaires est obtenue à partir de 160 mm et donne un champ binoculaire de 47°. Il s'agit ici de champs visuels théoriques calculés pour une distance interoculaire de 64 mm, une distance centre de rotation de l'œil-miroir de 43 mm et un espacement entre les miroirs centraux de 20 mm. En pratique, chaque participant était installé de manière à optimiser son champ visuel (la distance œil-miroir n'a pas été mesurée). La vision directe de l'objet était évitée par le placement de la cible sur la ligne médiane et donc dans le champ binoculaire.

Annexe 3 **Champ visuel sous stéréoscope (image à l'échelle 1 : 5)**



Le champ en vert vif correspond au champ monoculaire pour chaque œil. Au travers du dispositif, chaque champ monoculaire est de 26°. Ce champ est identique pour tous les sujets quelle que soit leur distance interoculaire. Chaque sujet est positionné de telle manière que le centre de rotation de chaque œil soit à 35 mm des miroirs internes.

Annexe 4 Procédures des tests cliniques

Les procédures des tests cliniques ont été basées sur celle décrites par Scheiman et Wick (2002) et Saladin (2006).

Phorie par la méthode Von Graefe

Equipements nécessaires : Un réfracteur
Une ligne verticale de lettres de 8/10 (ou une lettre isolée) de haut contraste et bien éclairées

Configuration :

1. Placer le sujet confortablement derrière le réfracteur. Régler ou vérifier le réglage du réfracteur.
2. Présenter la ligne de lettre dans le plan sagittal du sujet à 6 m pour évaluer la phorie de vision de loin et à 0,4 m pour évaluer la phorie de vision de près.
3. Placer le prisme de Risley devant l'œil gauche et placer un prisme de 6 DP base en haut sur l'œil droit.

Procédure :

1. Demander au sujet d'ouvrir les deux yeux et d'indiquer le nombre de cible qu'il voit. La réponse attendue est deux, une dans le champ visuel du haut (vue par l'œil gauche) et une dans le champ visuel du bas (vue par l'œil droit).
2. Demander au sujet de fixer la cible du bas et de la garder nette.
3. Phraséologie : « Je vais faire bouger la cible du haut jusqu'à ce qu'elle soit parfaitement dans l'alignement verticale de celle du bas. Fixez bien la cible du bas, gardez la nette et dites moi lorsque celle du haut est alignée avec celle du bas ».
4. Faire varier le prisme de Risley à la vitesse de 2 DP/s.
5. Relever la valeur et la direction du prisme ayant permis le réalignement, puis retirer les prismes insérés.

AC/A

Le ratio AC/A calculé est déterminé à partir de la mesure de la phorie de vision de loin (à 6m) et de la phorie de vision de près (à 0,4 m). Les phories sont évaluées suivant la méthode de Von Graefe présentée ci-dessus.

AC/A calculé = DIO + 2,5 (PhVP – PhVL) (Scheiman et Wick, 2002)

Où DIO est la distance interoculaire, 2,5 représente la proximité du test en dioptrie, PhVP est la phorie en vision de près et PhVL, la phorie de vision de loin.

Il est attribué un signe négatif à l'exophorie et un signe positif à une esophorie.

Le gradient AC/A est déterminé à partir de la mesure de la phorie de vision de près (à 0,4 m) et d'une seconde mesure de phorie de vision au près avec l'insertion de verres de + 1,00 D devant les yeux du sujet.

Gradient AC/A = Ph2 – Ph1

Où Ph1 est la phorie de vision de près et Ph2 la phorie de vision au près avec + 1,00 D.

Réserves fusionnelles horizontales par variation continue

Equipements nécessaires : Un réfracteur
Une ligne verticale de lettres de 8/10 (ou une lettre isolée) de haut contraste et bien éclairées

Configuration :

1. Placer le sujet confortablement derrière le réfracteur. Régler ou vérifier le réglage du réfracteur.
2. Présenter la ligne de lettre dans le plan sagittal du sujet à 6 m pour évaluer la réserve de vision de loin et à 0,4 m pour évaluer la réserve de vision de près.
3. Placer les prismes de Risley devant chaque œil.

Procédure :

1. Demander au sujet d'ouvrir les deux yeux et d'indiquer le nombre de cible qu'il voit. La réponse attendue est une.
2. Demander au sujet de fixer la cible et de la garder simple et nette.
3. Phraséologie : « Je vais faire varier les verres devant vos yeux. Essayez de garder la ligne de lettre simple et nette et dites moi lorsque celle-ci devient floue, si elle devient floue, puis double, lorsque votre vision se dédoublera. Lorsque vous verrez double, je continuerai à faire varier les verres, puis vous me mentionnerez l'instant auquel la vision sera redevenue simple ».
4. Faire varier les prismes de Risley en base interne à la vitesse de 2 DP/s.
5. Relever la valeur à laquelle le sujet mentionne une vision floue constante (point de floue) et double (point de bris).
6. Continuer à augmenter les prismes après le bris de 2 à 4 DP, puis les réduire jusqu'à ce que le sujet revoie les cibles simples pour relever le point de recouvrement. Revenir à la position initiale (prismes de Risley à zéro).
7. Répéter les étapes 4 à 6 en faisant cette fois varier les prismes en base externe.

Acuité stéréoscopique par test du TNO et points de Wirt

Equipements nécessaires : Un test d'acuité stéréoscopique
Une paire de lunette rouge/verte (pour le test TNO) ou polarisée (pour les points de Wirt)

Configuration :

1. Faire porter les lunettes au sujet de telle manière que l'extériorisation en relief soit perçue vers l'avant du test.
2. Placer le test d'acuité stéréoscopique vertical à 0,4 m avec un éclairage additionnel à l'éclairage ambiant.

Procédure :

1. Demander au sujet d'ouvrir les deux yeux et de garder la tête immobile.

2. Phraséologie pour le test TNO : « Dans chacun des carrés, il y a un camembert. Le voyez vous en avant du test ? Dites moi pour chaque carré dans quel sens est le quartier de camembert manquant (haut/bas/droit/gauche). »
   Phraséologie pour les points de Wirt : « Dans chacun des rectangles, il y a trois cercles. Pouvez m'indiquer si l'un des cercles sort du test ? Si oui, lequel (droit/gauche/centre) ? »
3. Arrêter le test lorsque le sujet a fait deux erreurs successives.

Lag par la Nott skiascopie

Equipements nécessaires : Un réfracteur
Une ligne verticale de lettres de 8/10 de haut contraste et bien éclairées
Un skiascope en fente divergente

Configuration :

1. Placer le sujet confortablement derrière le réfracteur. Régler ou vérifier le réglage du réfracteur.
2. Présenter la ligne de lettre dans le plan sagittal du sujet à 0,4 m.

Procédure :

1. Demander au sujet d'ouvrir les deux yeux et de lire les lettres à voix basse en les maintenant simples et nettes.
2. Phraséologie : « Je vais envoyer un petit faisceau de lumière dans vos yeux. Pendant, ce temps vous allez lire à voix basse les lettres de la cible en cherchant à les garder simple et nettes. Je vais me déplacer, m'éloigner ou m'avancer quelque peu de vous, ne vous préoccupez pas de moi et concentrez vous sur la lecture des lettres. »
3. Balayer la pupille droite avec le skiascope et observer le mouvement du faisceau lumineux reflété sur la rétine. Si le mouvement va dans le même sens que celui dans lequel le la fente du skiascope a été déplacée (il s'agit d'un lag), l'examinateur s'éloigne du sujet jusqu'au point neutre (point où aucun mouvement n'est observé). Si le mouvement est dans le sens inverse (il s'agit d'un lead), l'examinateur s'approche du sujet jusqu'au point neutre.
4. Relever la position à laquelle a été trouvé le point neutre et en déduire la différence dioptrique entre la position de la cible et la position du point neutre.
5. Répéter les étapes 3 et 4 sur l'œil gauche.

Annexe 5 Bland-Altman

La méthode de Bland-Altman est un outil d'analyse dédié à la comparaison de deux méthodes de mesures d'une même grandeur. Cette méthode d'analyse a été initiée par Bland et Altman en 1983 et est désormais largement répandue en biologie et notamment dans le domaine de la vision (Rosenfield et al., 1996 ; Choi et al., 2000 ; Allen et al., 2003 ; McClelland et Saunders, 2003 ; Jaschinski et al., 2008b ; Antona et al., 2009 ; Gabriel et Mutti, 2009 ; Suryakumar et al., 2009). Ce type de comparaison est particulièrement pertinent en biologie où la vraie valeur n'est pas connue (McAlinden et al., 2011).

L'objectif est d'apprécier l'écart entre les valeurs obtenues avec deux méthodes différentes et ainsi de déterminer leur concordance. L'analyse de Bland-Altman permet également de vérifier la répétabilité d'une mesure pour une méthode donnée (Bland et Altman, 1986 ; Grenier et al., 2000 ; McAlinden et al., 2011). A partir des informations de concordance et de répétabilité, il pourra être déterminé si deux méthodes sont interchangeables (bonne concordance entre les deux méthodes) ou si l'une des deux est meilleure que l'autre (répétabilité meilleure d'une méthode vis-à-vis d'une autre) (McAlinden et al., 2011).

L'analyse de Bland-Altman nécessite que les méthodes comparées mesurent le même paramètre et que les valeurs soient exprimées dans la même unité.
Cette analyse détermine le biais et les limites de concordance existants entre deux méthodes (Grenier et al., 2000).
Le biais est défini par la moyenne des différences observées, il est calculé suivant la formule :

$$\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(A_i - B_i),$$

où A et B correspondent chacun à un échantillon de mesure suivant une méthode donnée.

Les limites de concordances sont quant à elles définies par l'intervalle de confiance à 95 % des différences existant entre les deux méthodes. L'intervalle est calculé suivant l'équation : biais ±1,96 x écart-type des différences.
La valeur 1,96 x écart-type des différences définit un coefficient appelé coefficient de concordance (COC).
Plus le biais et l'intervalle de confiance sont faibles, meilleure est la concordance entre les méthodes étudiées.

La répétabilité réfère à la variabilité d'une mesure répétée lorsque tous les autres facteurs sont considérés comme constants (McAlinden et al., 2011). Elle informe ainsi sur la précision d'une méthode. Elle est estimée à partir d'un écart-type comme l'impose les normes britanniques et internationales (Bland et Altman, 1986 ; Grenier et al., 2000 ; McAlinden et al., 2011). La répétabilité est ainsi, comme précédemment, déterminée par l'intervalle de confiance à 95 % des différences existant entre les deux échantillons de mesures d'une même méthode. Il est noté que dans le cas de la répétabilité, le biais est considéré comme nul étant donné que pour les deux échantillons de mesures c'est la même méthode qui est utilisée (Bland et Altman, 1986).

Il est également possible de déterminer la répétabilité d'une méthode pour un plus grand nombre d'échantillons. Pour se faire, il est déterminé l'écart-type intra-sujet (S) via une Anova à un facteur. Le coefficient de répétabilité est ensuite déterminé suivant l'équation : COR = 1,96 x $\sqrt{2}$ x S (McAlinden et al., 2011).

L'analyse de Bland-Altman est utilisée préférentiellement à la régression linéaire car elle présente l'avantage de ne pas poser l'hypothèse d'un lien linéaire entre les deux méthodes (Bland et Altman, 1986 ; Grenier et al., 2000 ; McAlinden et al., 2011). De plus, elle facilite l'observation de biais systématiques entre les valeurs de chacune des deux méthodes.

Représentation graphique :

Le principe de l'analyse est d'établir un graphique présentant, en ordonnée, la différence entre les valeurs obtenues par les deux méthodes A et B (i.e. A – B) et en abscisse, la moyenne des valeurs obtenues par ces deux méthodes (i.e. (A + B)/2).

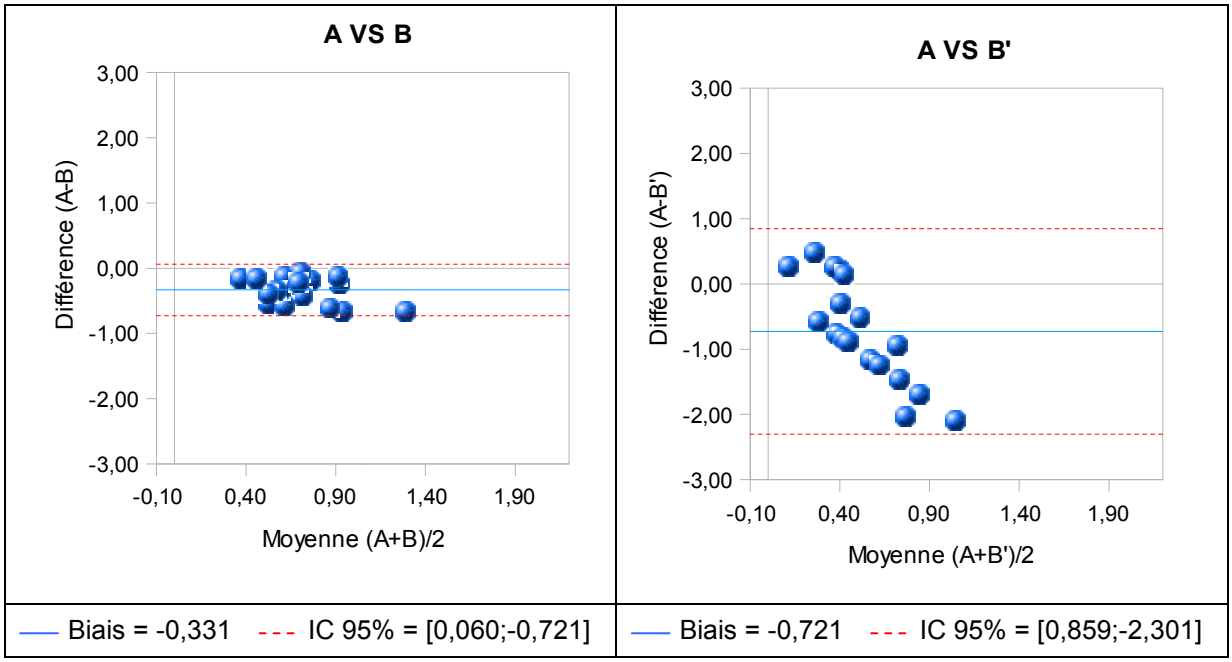


Figure 51 : Exemple de graphique de Bland-Altman

Exemples de concordance entre deux méthodes, A vs B et A vs B'. Les deux graphes permettent de visualiser le biais existant entre les méthodes A vs B et A vs B'. Les limites de concordances (IC 95 %) sont d'amplitudes différentes suivant la comparaison réalisée. Ainsi, l'observation du biais et des limites de concordances mettent en évidence une meilleure concordance entre les méthodes A vs B qu'entre les méthodes A vs B'.

Annexe 6 Exemple de décomposition fréquentielle en ondelette

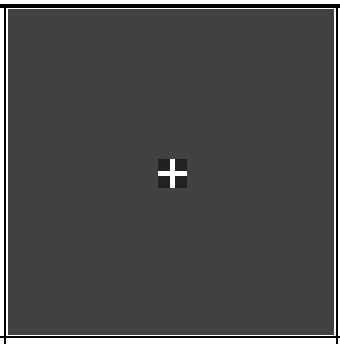
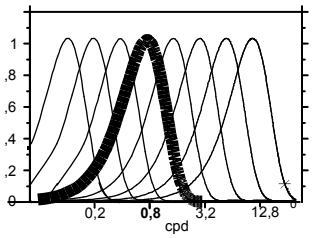
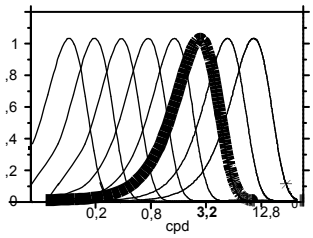
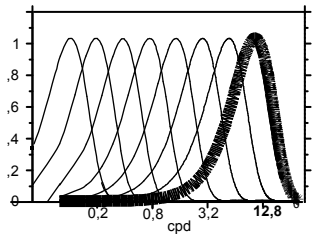
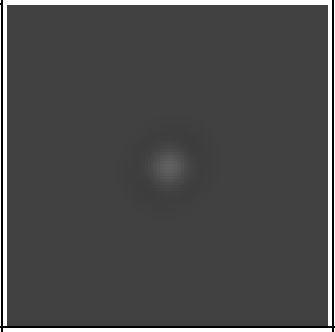
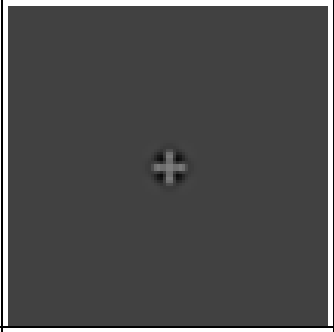
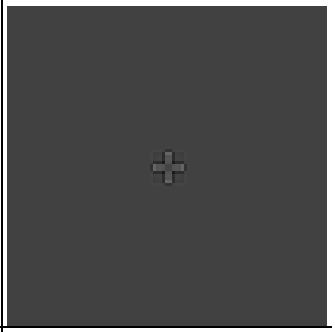
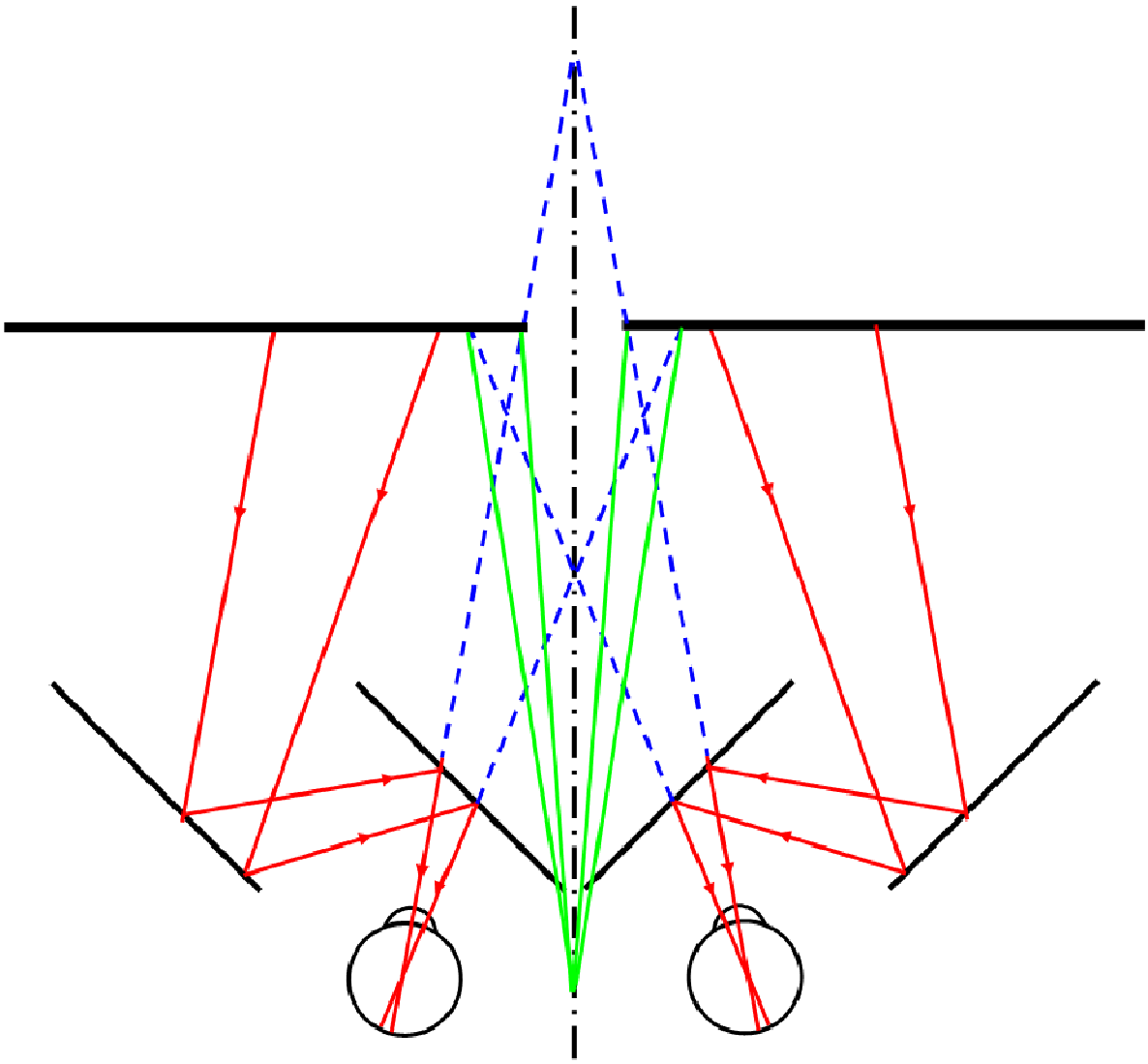
Image initiale			
Filtres en fréquences spatiales			
Images résultantes			
Ecart-type des images résultantes	0,321	0,316	0,162

Tableau 11 : Etapes de la décomposition fréquentielle en ondelettes

A partir de l'image initiale, plusieurs filtres en fréquences spatiales (9 dans la présente étude, 3 dans l'exemple ci-dessus) sont appliqués à l'image. De chaque filtre, il résulte une image. Dans chacune des images résultantes, la luminance varie selon la zone de l'image considérée. La luminance moyenne de chaque image étant de zéro, les variations de luminance sont caractérisées par l'écart-type de la luminance des images filtrées.

Annexe 7 **Représentations des oscillations de la cible**

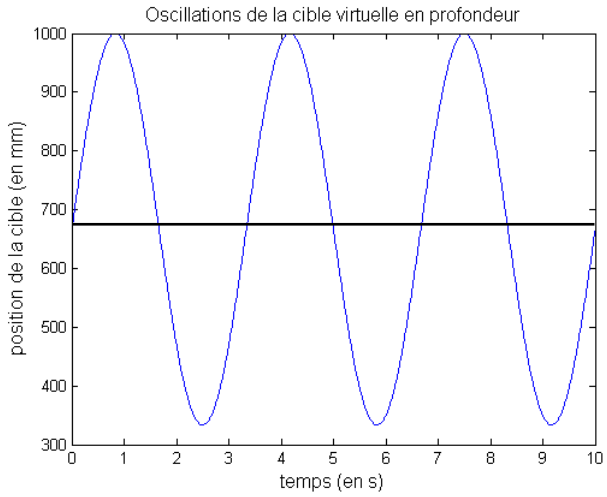


- - - Gamme de vergence explorée, oscillation de la cible en profondeur (de 1 AM, soit 1000 mm à 3 AM, soit 333 mm)

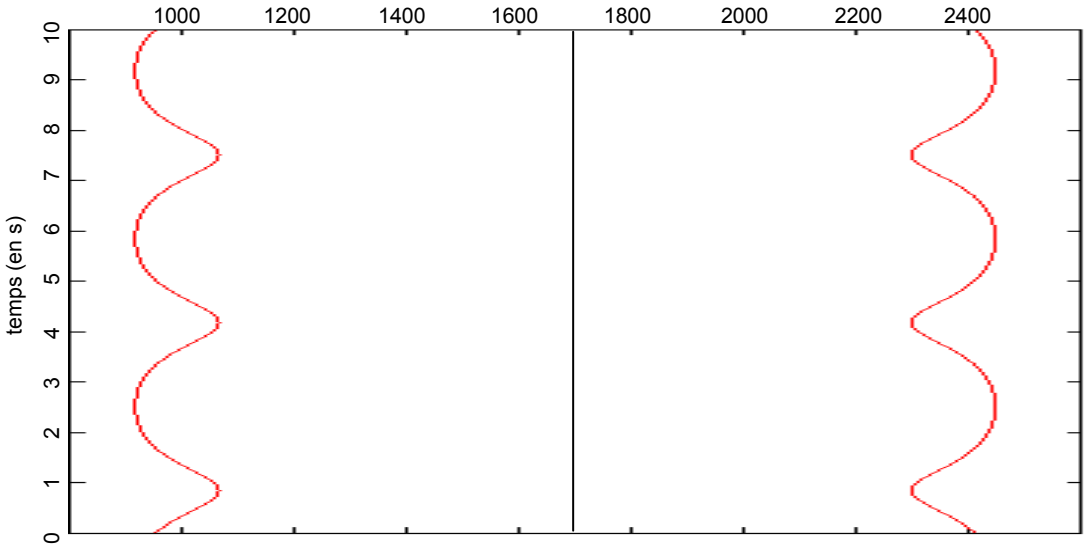
——— Gamme de déplacement des cibles gauche et droite sur leurs écrans respectifs

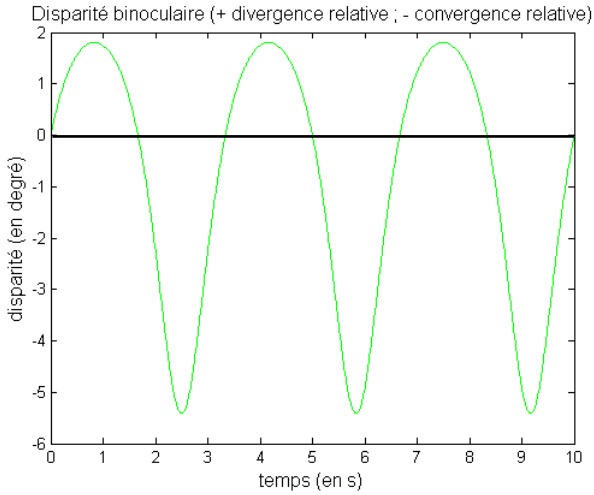
——— Gamme de disparité binoculaire explorée (de 1,80° en divergence relative à 5,40° en convergence relative pour un IPD de 63 mm)

Représentations des oscillations de la cible pendant le conflit maximal sur un échantillon de dix secondes



Déplacement des cibles gauche et droite sur chaque écran





Annexe 8 Phraséologie associée à l'expérimentation 3

Phraséologie associée à la condition A:

« La stimulation se déroulera en deux étapes. Durant dix minutes, une DOG, c'est-à-dire une cible ayant une forme circulaire mal définie, va vous être présentée. Votre tâche sera de fixer la DOG et de chercher à la maintenir simple (c'est-à-dire éviter que la cible ne se dédouble). Si vous y parvenez, la DOG vous semblera aller alternativement d'avant en arrière puis d'arrière en avant. Attention ce n'est pas une tâche facile, elle nécessite une bonne concentration. Suite à ces dix minutes, une deuxième étape de dix minutes s'enchainera. Il vous sera alors présenté une croix blanche sur fond gris. Votre tâche sera à nouveau de fixer la cible et de chercher à la maintenir simple. La croix vous semblera également aller alternativement d'avant en arrière puis d'arrière en avant. Attention ce n'est pas une tâche facile, elle nécessite une bonne concentration. Si vous n'y parvenez pas vous verrez deux croix s'entrechoquer. »

Phraséologie associée aux conditions B et C :

« Durant 20 minutes, une croix va vous être présentée. Votre tâche sera de fixer la croix et de chercher à la maintenir simple (c'est-à-dire éviter que la cible ne se dédouble). Si vous y parvenez, la croix vous semblera aller alternativement d'avant en arrière puis d'arrière en avant. Attention ce n'est pas une tâche facile, elle nécessite une bonne concentration. Si vous n'y parvenez pas, vous verrez deux croix s'entrechoquer. »

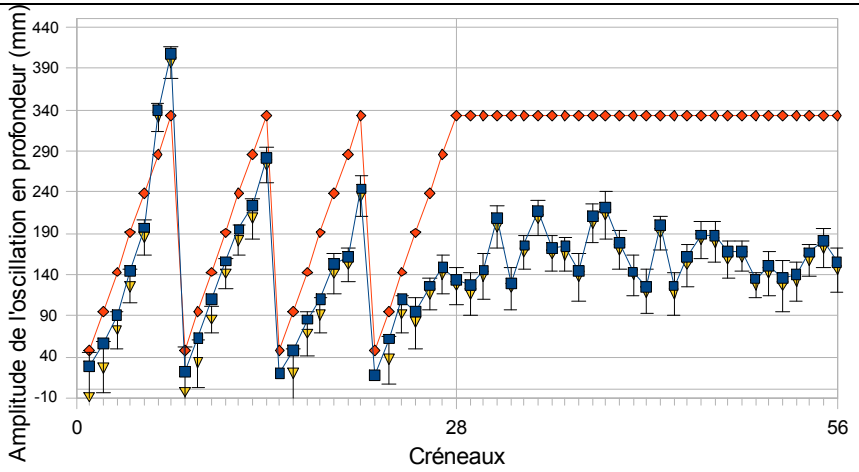
Phraséologie associée à la condition D :

« Durant dix minutes, une croix va vous être présentée. Votre tâche sera de fixer la croix et de chercher à la maintenir simple (c'est-à-dire éviter que la cible ne se dédouble). Si vous y parvenez, la croix vous semblera aller alternativement d'avant en arrière puis d'arrière en avant. Attention ce n'est pas une tâche facile, elle nécessite une bonne concentration. Si vous n'y parvenez pas, vous verrez deux croix s'entrechoquer. »

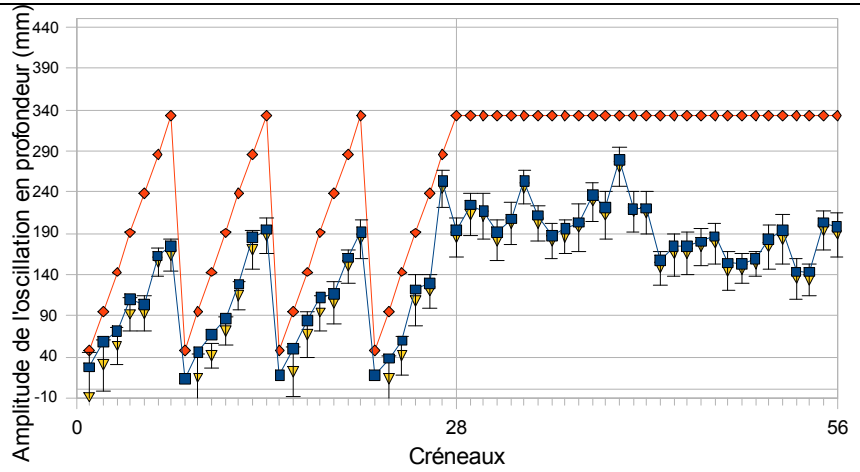
Annexe 9 Résultats associées au suivi oculomoteur

L'enregistrement des données issues de l'oculomètre a présenté des dysfonctionnements pour deux sujets. Ainsi, la condition D du sujet 2 et la condition C du sujet 9 n'ont puent être enregistrées. Le problème n'ayant été remarqué qu'à postériori de l'exposition, il a été choisi de ne pas exposer une seconde fois les sujets à la session pour éviter un possible effet d'apprentissage. Pour ces sessions, l'exposition et les mesures des paramètres oculomoteurs se sont quant à elles déroulées normalement.

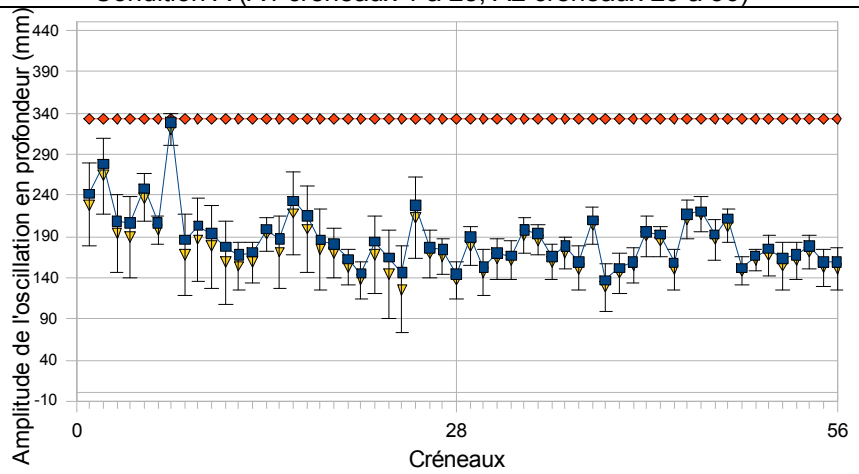
L'amplitude moyenne de la sinusoïde de réponse vis-à-vis de celle de la sinusoïde de stimulus pour les 56 créneaux de chacune des conditions sont présentées dans la figure 46.



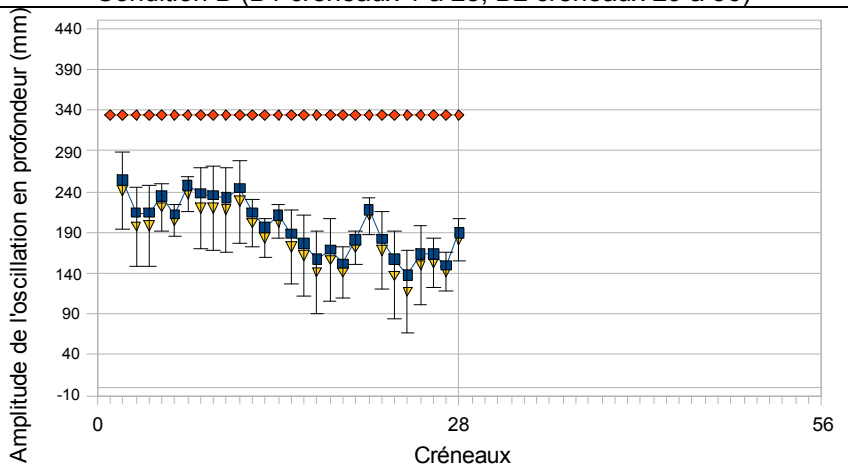
Condition A (A1 créneaux 1 à 28, A2 créneaux 29 à 56)



Condition B (B1 créneaux 1 à 28, B2 créneaux 29 à 56)



Condition C (C1 créneaux 1 à 28, C2 créneaux 29 à 56)



Condition D

Figure 46 : Amplitude de la sinusoïde de réponse vis-à-vis de celle de la sinusoïde de stimulus pour les 56 créneaux des conditions A, B, C et D

Les losanges orange représentent l'amplitude de la sinusoïde stimulus. Les carrés bleus correspondent à l'amplitude moyenne de la réponse pour chaque condition. Les triangles jaunes matérialisent le déphasage moyen pour chaque créneau de la réponse avec la stimulation. Lorsque le triangle jaune est sous le carré bleu, alors la réponse était en retard de phase et vis-et -versa. Les barres d'erreurs associées aux triangles jaunes correspondent à l'écart-type du déphasage.

La figure 46 permet de voir que la réponse oculaire des participants est généralement en retard de phase par rapport au stimulus. Ceci indique qu'en moyenne les participants ont mis en place leur réponse en fonction du stimulus et n'ont donc pas anticipé de manière volontaire la poursuite de la cible.

Les courbes présentées sont des courbes moyennes. Toutefois, comme pour la perception dédoublée pendant l'exposition, il existe de grandes disparités interindividuelles quant à la réussite de la tâche visuelle. En effet, l'écart moyen d'amplitude de la réponse vis-à-vis du stimulus sur l'ensemble des conditions varie de 94,56 mm à 231,76 mm selon les sujets. Pour sept des participants, la différence entre la réponse et le stimulus est inférieure à 167 mm (soit un écart inférieur à la moitié du stimulus). Pour les cinq autres sujets, la différence entre la réponse et le stimulus est était supérieure à 167 mm.

Pour l'ensemble des analyses ci-après, on retiendra que plus la différence entre l'amplitude de la réponse et celle du stimulus est faible, meilleure est la performance.

L'étude statistique comparant la condition D et les dix minutes premières minutes de la condition C (i.e. C1) montre que la performance pendant D est significativement meilleure que pendant C1 alors même que les expositions sont strictement identiques (durée, cibles, fréquence temporelle et amplitude des sinusoïdes identiques) (t-test apparié entre D et C1, 279 DDL, $t = -2,239$ et $p = 0,0259$). La différence pourrait être expliquée par l'ordre de passage de chacune des sessions. En effet, il peut être émis l'hypothèse que au plus sujet était exposé à la tâche visuelle, au mieux il la réussissait. Afin de palier ce biais, l'ordre de passage avait été équilibré de sorte qu'autant de sujets aient passé D avant C1 et vis et versa. Cependant, les données de l'Eyelink manquantes pour les sujets 2 et 9 ont eu pour impacte de déséquilibrer l'ordre de passage si bien que l'analyse statistique a été réalisée avec six sujets ayant passé D après C1 et seulement quatre ayant passé C1 après D. Ceci pourrait donc être à l'origine de la meilleure performance observée pour D. Pour le vérifier, l'effet de l'ordre de passage a été étudié. Ce dernier montre qu'en effet, la performance est meilleure lorsque l'exposition est réalisée dans un second temps (Anova à un facteur, 1 DDL, $F = 26,859$ et $p < 0,0001$, voir figure 52).

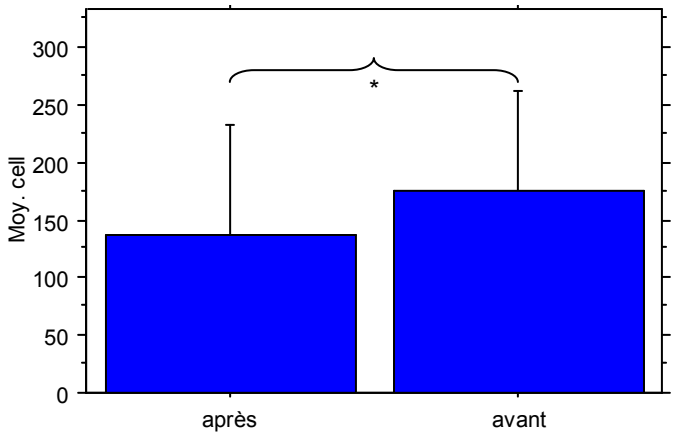


Figure 52 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse en fonction de l'ordre de passage de D et C

L'accolade et l'astérisque mettent en évidence la différence statistiquement significative (p < 0 ,05) du suivi oculaire entre la condition passée dans un premier temps (avant) et la condition passée dans un second temps (après).

Ainsi, il peut être supposé que la différence observée entre D et C1 soit plutôt liée à l'ordre de passage non équilibré pour l'analyse statistique qu'à une réelle différence entre les deux sessions. Il est à noter que l'effet de l'ordre de passage est surtout manifeste pour l'étude statistique entre D et C où deux jeux de données sont manquants. Pour les autres comparaisons, tout au plus un jeu de données sera manquant ce qui sera considéré comme négligeable.

L'analyse des résultats sur les dix dernières minutes de chacune des conditions (i.e. conflit maximal : A2, B2, C2 et D) indique que le rang de passage a un effet sur la capacité des sujets à suivre l'oscillation de la cible (Anova à un facteur, 3 DDL, F = 30,220 et p < 0,0001, voir figure 53).

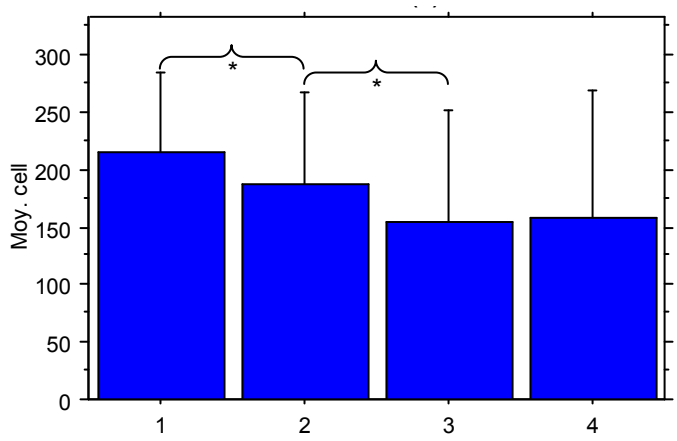


Figure 53 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse en fonction du rang de passage

Les accolades et les astérisques mettent en évidence la différence statistiquement significative (p < 0 ,05) du suivi oculaire en fonction du rang de passage. Il est à noter que la différence est a fortiori significative entre 1 et 3, 1 et 4 et entre 2 et 4 mais que pour des raisons de clarté ceci n'est pas matérialisé sur le graphique.

Ainsi, plus le nombre d'exposition au conflit oculomoteur est grand, meilleur est le suivi de la cible. Il est à noter que ce paramètre a été randomisé afin de limiter le biais. Toutefois, il n'a pas été possible d'équilibrer et l'ordre de passage et le nombre d'exposition au conflit pour chaque conditions.

Outre une amélioration du suivi en fonction du nombre d'exposition, l'étude des données sur les dix dernières minutes de chacune des conditions montre qu'il existe un effet des dix premières minutes d'exposition (i.e. A1, B1 et C1) sur le suivi de la cible (Anova à un facteur, 3 DDL, F = 15,025 et p < 0,0001, voir figure 54).

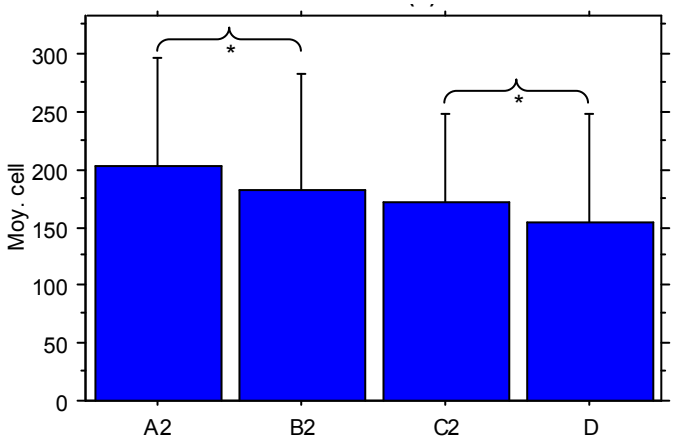


Figure 54 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse durant les dix dernières minutes d'exposition en fonction de la condition

Les accolades et les astérisques mettent en évidence la différence statistiquement significative (p < 0 ,05) du suivi oculaire durant les dix minutes d'exposition au conflit maximal en fonction de la pré-stimulation présentée aux participants. Il est à noter que la différence est a fortiori significative entre les conditions A2 et C2, A2 et D et entre D et B2 mais que pour des raisons de clarté ceci n'est pas matérialisé sur le graphique.

Ainsi, on remarque que les 20 minutes d'expositions au conflit maximal (condition C) ne permettent pas de mettre en place un phénomène d'habituation aboutissant à une amélioration du suivi oculaire au fur et à mesure du temps d'exposition mais plutôt à une fatigue diminuant les capacités de suivi des sujets. Comme précédemment cette observation d'une réalisation de la tâche visuelle meilleure en D qu'en C2 peut être liée à l'ordre de passage non équilibré. Toutefois, l'observation est confirmée par la différence significative existant entre C1 et C2 mettant en évidence que plus l'exposition est longue moins le suivi oculaire est bon (t-test apparié entre C1 et C2, 307 DDL, t = -3,111 et p = 0,0020, C1(moy) = 157 mm et C2(moy) = 171 mm).

L'hypothèse qui était qu'une augmentation progressive de la disparité permettrait d'améliorer la réalisation de la tâche visuelle pendant l'exposition au conflit oculomoteur est invalidée (PLSD de Fisher entre C2 et A2, p < 0,0001) puisque au contraire les dix premières minutes d'exposition de la condition A (conflit croissant) conduit à un suivi oculaire moins performant pendant les dix minutes de conflit maximal. Il est à noter que A n'est pas la condition ayant été présentée le plus en première exposition. Trois sujets ont vu la condition A en première exposition tandis que quatre ont vu les

conditions D et B en première exposition. La mauvaise performance constatée n'est donc pas à imputer à un faible nombre d'exposition au conflit oculomoteur avant la réalisation de A.

Bien que les dix premières minutes de conflit croissant n'ont pas eu d'effet bénéfique sur la réalisation de la tâche visuelle durant les dix dernières minutes de conflit maximal, on note que le suivi de la cible n'a pas été identique durant les différentes pré-stimulations (i.e. A1, B1 et C1) (Anova à un facteur, 3 DDL, F = 68,918 et p < 0,0001, voir figure 55).

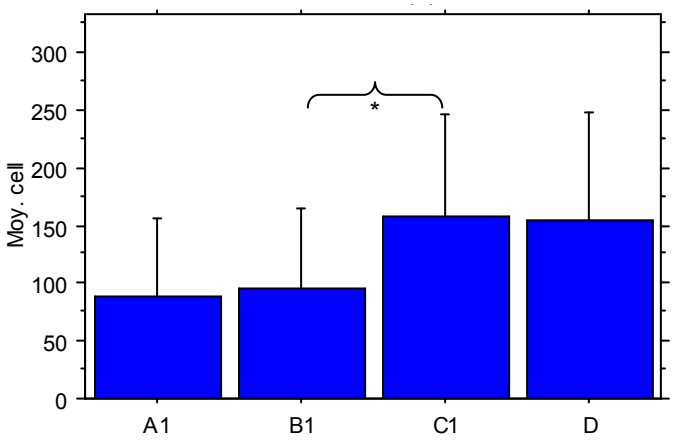


Figure 55 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse durant les dix premières minutes A1, B1, C1 et D

L'accolade et l'astérisque mettent en évidence la différence statistiquement significative (p < 0 ,05) du suivi oculaire durant les dix premières minutes des conditions A, B, C et D. Il est à noter que la différence est également significative entre les conditions B1 et D, A1 et C1, A1 et D mais que pour des raisons de clarté ceci n'est pas matérialisé sur le graphique

Ainsi, le suivi a été meilleur pendant les pré-stimulations A1 et B1 que pendant C1 ou D. Le suivi pendant les dix minutes d'A1 et de B1 sont comparables. Cependant, le comportement au cours des dix premières minutes n'est pas du même type suivant que le sujet est exposé à la condition A ou à la condition B (voir figure 56). L'Anova à un facteur sur la pré-stimulation B ne met pas en évidence d'effet entre les quatre augmentations de disparité successives (itérations) (3 DDL, F = 0,337, p = 0,114). Tandis que l'effet est avéré entre les quatre différentes DOG de la pré-stimulation A (3 DDL, F = 2,988, p = 0,032), le passage d'une DOG à la suivante conduit systématiquement à un déclin significatif de la performance à suivre l'oscillation de la cible.

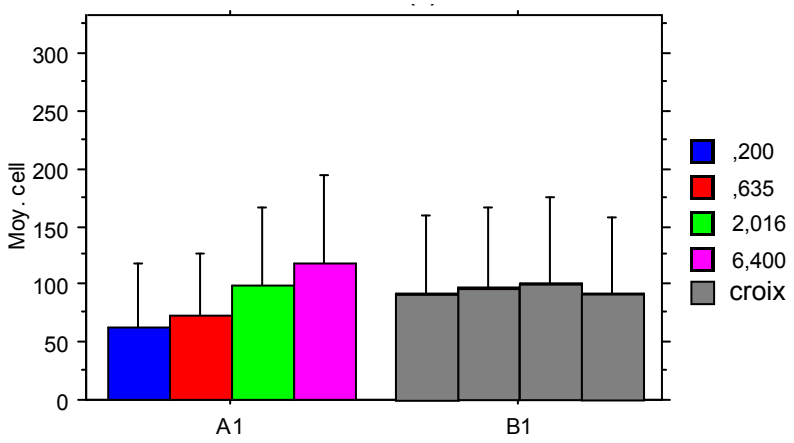


Figure 56 : Différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse durant les pré-stimulations A et B en fonction de la cible

Alors que l'amplitude est stable pour la croix indépendamment des quatre progressions de disparité. A itération identique, la différence entre la réponse et le stimulus est plus moins élevé pour les DOG que les croix sauf pour la fréquence 6,4 cpd. Cependant, la différence croit au fur et à mesure que la fréquence spatiale de la DOG augmente.

A partir des données issues de l'Eyelink, deux groupes de sujets a été distingué. Les sujets pour lesquels la tâche visuelle est considérée comme plutôt bien réussie (différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse en-deçà de 167 mm) et les sujets pour lesquels la tâche visuelle est considérée comme plutôt peu réussie (différence entre l'amplitude attendue et l'amplitude de la sinusoïde réponse au-delà de 167 mm). Un lien a été recherché entre la réussite de la tâche et les gênes ressenties à l'issue des expositions. Cependant, il est montré que les gênes sont indépendantes de la réussite à suivre la tâche visuelle ($Chi^2 = 0,287$; DDL = 2 ; $p = 0,592$).

Annexe 10 Article

OPO OPHTHALMIC AND PHYSIOLOGICAL OPTICS
THE JOURNAL OF THE COLLEGE OF OPTOMETRISTS

Ophthal. Physiol. Opt. 2010 **30:** 806–815

Short exposure to telestereoscope affects the oculomotor system

Pascaline Neveu[1,2,3], Anne-Emmanuelle Priot[1,4], Justin Plantier[1] and Corinne Roumes[1]

[1]Institut de recherche biomédicale des armées (IRBA), BP 73 91223 Brétigny-sur-Orge Cedex, France, [2]Psychologie Cognitive, Université Paris, Saint-Denis Cedex, [3]Mines ParisTech, 60 Boulevard Saint-Michel, Paris, Cedex, and [4]INSERM, UMR-S864, Bron Cedex, France

Abstract

Under natural viewing conditions, the accommodation and vergence systems adjust the focus and the binocular alignment of the eyes in response to changes in viewing distance. The two responses are linked via cross-coupling and proceed almost simultaneously. Some optical devices, such as virtual reality or helmet mounted displays, create an oculomotor conflict by modifying demands on both vergence and accommodation. Previous studies extensively investigated the effect of such a conflict on the cross-coupling between vergence and accommodation, but little is known about the plasticity of the whole oculomotor system. In the present study, an oculomotor conflict was induced by a telestereoscope which magnified the standard inter-pupillary separation threefold and thus increased the convergence demand while accommodation remained almost unchanged. The effect of a 10 min exposure was assessed via a series of optometric parameters selected on the basis of existing oculomotor models. Associated with subject's visual complaints, most of the oculomotor parameters tested were modified: there was (1) deterioration of stereoscopic threshold; (2) increase in AC/A ratio; (3) increase in near and far phorias; and (4) shift of the zone of clear and single binocular vision towards convergence. These results showed a change in gain of accommodative vergence and a shift of vergence reserves towards convergence in response to telestereoscopic viewing. The subject's binocular behaviour tended towards esophoria with convergence excess as confirmed by Sheard's and Percival's criteria. Such changes in oculomotor parameters support adaptive behaviour linked with telestereoscopic viewing.

Keywords: accommodative-vergence conflict, accommodative-vergence cross-link, inter-pupillary separation, oculomotor assessment, telestereoscope

Introduction

The transfer of fixation from a distant object to a near one involves simultaneous pupillary, accommodative and convergent responses. The pupil diameter reduces (miosis); adduction of the eyes (convergence) aligns the visual optical axes with the near object; and accommodation brings the retinal image of the close object into focus. In order to optimize the oculomotor response, accommodation and vergence are cross-linked (Morgan, 1944a; Toates, 1972, 1974; Schor, 1986). Vergence induces accommodation through vergence accommodation, represented by the CA/C ratio (amount of accommodation per unit change in vergence). Accommodation produces vergence eye movements through accommodative vergence, represented by the AC/A ratio (amount of vergence per unit change in accommodation). Considering this fundamental relationship, the current study explores the accommodation and vergence components of the oculomotor response.

Some optical devices, such as those involved in 3D movies, and virtual reality or helmet mounted displays, create an oculomotor conflict for the accommodative-

Received: 15 December 2009
Revised form: 15 April 2010
Accepted: 15 May 2010

Correspondence and reprint requests to: Corinne Roumes.
Tel.: +33 (0)1 69 23 78 72 (Secretary: +33 (0)1 69 23 78 68);
Fax: +33 (0)1 69 23 81 86.
E-mail: croumes@imassa.fr

doi: 10.1111/j.1475-1313.2010.00763.x

© 2010 IRBA

vergence cross-coupling by keeping the accommodative demand constant whatever the convergence demand (Priot *et al.*, 2009). The conflict may even be emphasized when hyperstereopsis is used to magnify 3D perception (Helmholtz, 1925). Visual displays present larger binocular disparities in a hyperstereopsis condition and thus create an over-demand in convergence (Roumes *et al.*, 1998, 2001; Priot *et al.*, 2006). In all these optical conditions, the constant accommodation stresses the oculomotor system, imposing a strong oculomotor constraint, and this departs drastically from natural viewing. Alteration of the accommodative-vergence coupling can also be provided by a telestereoscope, an optical system which increases inter-pupillary separation (Miles and Judge, 1982; Judge and Miles, 1985; Miles, 1985; Miles *et al.*, 1987; Fisher and Ciuffreda, 1990; Bobier and McRae, 1996). This multiplies the demand in vergence, while leaving accommodation almost unchanged (Fisher and Ciuffreda, 1990). The slope of the accommodative-vergence relationship is therefore modified (*Figure 1*). In the present study, the telestereoscope was chosen in order to alter vergence demand only.

Several studies have shown that increased inter-pupillary separation induces adaptive modifications in the accommodative-vergence coupling. An increase in the gain of accommodative vergence or AC/A ratio was found after 30 min exposure to a telestereoscope when the observer was instructed to transfer fixation between visual targets at different distances (Miles and Judge, 1982; Judge and Miles, 1985; Miles *et al.*, 1987; Bobier and McRae, 1996). Conversely, the gain of vergence accommodation decreased (Miles and Judge, 1982; Miles *et al.*, 1987). The far phoria increased as a result of the increased inter-pupillary separation in the experimental set-up (Judge and Miles, 1985; Fisher and Ciuffreda, 1990; Bobier and McRae, 1996). The studies have essentially focussed on the stability or adaptability of the accommodative-vergence coupling (Judge and Miles, 1985; Bobier and McRae, 1996). However, accommodative-vergence coupling alone cannot sum up the oculomotor system. Accommodation and vergence components as well as their interaction are integrated in a global motor system. This latter approach has been described by heuristic models. Based on the techniques of control engineering, current models of the control of accommodation and vergence systems have had considerable success in describing both the steady-state and dynamic behaviours of each system (Eadie and Carlin, 1995). The most documented models (Hung and Semmlow, 1980; Schor, 1985) propose a dual interaction in which a combination of blur and disparity stimuli drives the system. These models are based on two separated systems: one describing the components of vergence (Toates, 1974; Schor, 1980); the other describing the components of accommodation (Toates, 1972; Schor *et al.*, 1984). The interaction between the two systems has been modelled by including cross-links representing accommodative vergence and vergence accommodation. The models currently being used may be divided into two distinct groups. The first group originates from the work of Hung and colleagues (Hung and Semmlow, 1980; Hung *et al.*, 1984, 1986; Hung, 1992, 1998) and had considerable success in describing steady-state behaviour including the potential adaptation to required steady-state. The second group of models originates from the work of Schor and colleagues (Schor, 1985, 1986, 1992; Schor and Kotulak, 1986). This approach has been successfully used to model the overall interaction between accommodation and vergence (Eadie and Carlin, 1995). The dynamic responses of both systems have been characterized as rapid phasic and slow tonic phases (Schor and Kotulak, 1986). The fast mechanism acts to align the eyes in response to retinal image disparity. The slow mechanism sustains binocular alignment and responds to the effort or output of the fast control mechanism (Schor, 1980): this phenomenon is also called vergence adaptation (Daum and McCormack, 2006). The interaction between phasic and tonic responses has been described in terms of a feedback control system (Schor, 1979). Each component is directly or indirectly interlinked to others. Thus, because of the accommodative-vergence conflict related to the increased inter-pupillary separation, and in the light of previous experimental studies (Miles and Judge, 1982; Judge and Miles, 1985; Miles, 1985; Miles

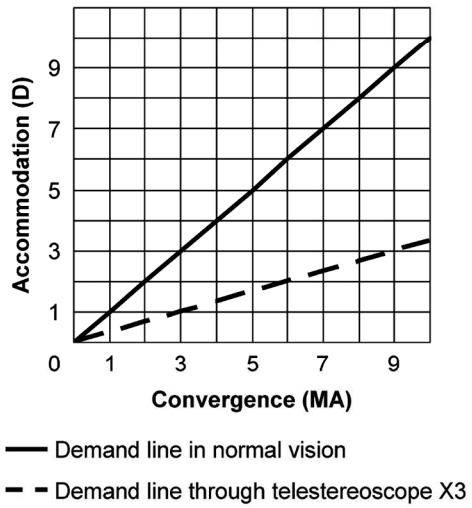


Figure 1. Straight lines show the relationship between accommodation and vergence in normal vision (without any optical device) and in telestereoscopic condition with a threefold convergence demand. Vergence is expressed in meter angle (MA), accommodation in diopter (D).

© 2010 IRBA

808 *Ophthal. Physiol. Opt.* 2010 **30:** No. 6

et al., 1987; Fisher and Ciuffreda, 1990; Judge, 1991; Bobier and McRae, 1996), we assumed that the components described in the models would be affected by telestereoscopic viewing. Each of the elementary components isolated in Schor's model could be identified in optometric testing.

The AC/A ratio or gain of the accommodative-vergence cross-coupling, used as an index of its strength (Alpern *et al.*, 1959; Flom, 1960), is an accessible oculomotor parameter. It determines the change in accommodative vergence that occurs for a given amount of accommodation. In order to respond to the modification of the accommodative-vergence relationship, an increased accommodative vergence gain was expected. Indeed, in order to induce more convergence for an unchanged accommodative stimulus as in the telestereoscopic viewing condition, the AC/A ratio must increase. In most clinical tests, when assessing the stimulus AC/A ratio, the accommodative response is assumed to equal the accommodative stimulus (Scheiman and Wick, 2002). Two types of clinical measurements are available: the calculated AC/A and the gradient AC/A. The calculated AC/A is based on an alteration of accommodative stimulus produced by a change in target distance (near vs far distance) whereas the gradient AC/A involves interposition of lenses in the optical pathway when fixating a near target at a fixed distance (0.4 m). The two methods may provide different results due to the impact of the proximal vergence component which differs in each method. The calculated AC/A ratio involves both accommodative vergence and proximal vergence (i.e. convergence caused by awareness of target distance (Hofstetter, 1942)) and this provides a more useful AC/A estimate since the proximal effect would be encountered in any natural viewing condition. Conversely, the gradient AC/A ratio is not affected by proximal vergence, as variation in accommodation is the unique input controlled in that procedure. The AC/A ratio will be assessed by both methods in our experiment.

The phoria is the measure of the optical angular displacement required to align the two visual axes onto a target, when fusional vergence is prevented. Thus, far phoria is known to be representative of the slow tonic mechanism response, also called adaptive vergence (Schor, 1979, 1980; Goss, 1995; Scheiman and Wick, 2002; Daum and McCormack, 2006). Increased disparities during telestereoscopic viewing trigger disparity-driven vergence (fast phasic mechanism). As the slow mechanism responds to the output of the fast control mechanism, we expected far phoria to shift towards convergence as a consequence of increased inter-pupillary separation (Bobier and McRae, 1996). Near phoria measurement is dependent on far phoria as well as on accommodation and vergence responses. Thus, it is dependent on vergence adaptation, AC/A and CA/C ratios and proximal processing (Daum and McCormack, 2006). Based on the previous hypothesis concerning the AC/A ratio and far phoria, the over demand in convergence produced by telestereoscopic viewing is likely to increase near phoria. Clinical assessment of the horizontal phorias was carried out using the von Graefe method at far (6 m) and near (0.4 m) distances (Scheiman and Wick, 2002; Saladin, 2006).

Vergence reserves refer to the convergence (BO) and divergence (BI) range of an observer at a given fixation distance. They reveal the activation of the fast phasic mechanism for a given tonic steady state, as the slow tonic mechanism cannot be activated during the short time required for the measurements (Jones and Stephens, 1989). Indeed, according to the current model of the vergence oculomotor system (Schor, 1992), in response to negative feedback, the fast phasic response decreases while the vergence adaptation increases. Thus, the range of clear vision in the relative vergence test is increased by vergence adaptation (Daum and McCormack, 2006). Moreover, this binocular parameter is mainly considered for orthoptic treatment (Hofstetter, 1983), as it can be readily changed (Goss, 1995). Thus, in consideration with this adaptive capability, in particular in the convergence domain (Rosenfield *et al.*, 1995), we expected vergence reserves to be altered by increased inter-pupillary separation, with increased convergence reserves. Vergence reserves include three components: fusional, relative and recovery vergence. Fusional and relative vergence reserves were estimated by the amount of prism diopter that could be added with 'base in' (BI) or 'base out' (BO) prisms either without any impairment of clear vision (relative vergence: to the blur point) or without diplopia (fusional vergence: to the break point) when fixating a visual target at 6 m (far assessment) or at 0.4 m (near assessment). As prism deviation is decreased, recovery point refers to the lower limit of prism which allows a single fused line to be retrieved (Scheiman and Wick, 2002; Saladin, 2006).

Stereoacuity is the depth-discrimination threshold when binocular disparity is the only cue for depth perception (Howard, 2002). Stereoscopic threshold was used as a global assessment for the motor and perceptual performance of binocular vision (Griffin and Grisham, 1995), and a clinical test of stereopsis can provide a good indication of binocular status. Stereoscopic sensitivity drops rapidly when binocular vision is compromised (Wann and Mon-Williams, 2002). According to the previous hypotheses regarding the other clinical parameters, stereopsis would be affected by the increased inter-pupillary separation. Stereo threshold was assessed using a clinical TNO test. It consists of six random-dot stereograms printed as red/green anaglyphs viewed through red/green filters

© 2010 IRBA

(Howard, 2002). The test was performed at 0.4 m and offered a range of disparities from 15 to 480 seconds of arc angle. Its resolution is comparable to other clinical tests of stereopsis or even better in low threshold values (Wirt circle, Frisby, Randot tests).

The aim of the present study was to conduct a global assessment of the oculomotor response to telestereoscopic viewing. Observers were exposed for limited duration (10 min) to reveal early oculomotor alterations. Pre/post optometric testing was performed: for all measurements, we were especially interested in the difference obtained between pre and post telestereoscopic viewing assessment, more than the absolute values. Particular attention was paid to visual performance and to the subjective effects (symptoms and complaints) following exposure to the telestereoscope.

Methods

Participants

Fourteen subjects participated to the experiment, nine men and five women aged between 19 and 44 years (mean age: 27.5 ± 7.5 years). All recruited subjects gave informed consent and were naïve to the objectives of the study which was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and under the terms of local legislation. Participants over 45 years old were excluded due to their potential age-related impairment of oculomotor response (Ciuffreda *et al.*, 1997). The inclusion criteria were as follows:

(1) Monocular visual acuity better than 10/10, evaluated by a decimal scale chart,
(2) No history of ocular pathology (functional and organic),
(3) No use of medication that might interfere with the oculomotor performances.

No subjects reported visual complaints (i.e. headache, eyestrain, reddening of the eyes) before the experiment. Three subjects wore glasses with minor prismatic impact on near telestereoscopic viewing (prismatic effect ≤ 0.10 MA).

Individual screening revealed four types of binocular status: five subjects with normal phoria and vergence reserves (Morgan, 1944b; Evans and Pickwell, 2002), five subjects with normal phoria but reduced positive fusional reserves (convergence), three subjects with tendency for exophoria with convergence insufficiency and one with esophoria with convergence excess. These tendencies were not exclusion criteria.

Apparatus

A telestereoscope is an optical device composed of two pairs of mirrors angled at 45° and parallel in pairs (*Figure 2*). The internal and external mirrors are separated by a distance y. When a subject looks through the device, the inter-pupillary separation is increased by $2y$. The telestereoscope was adjusted so that an observer with a standard inter-pupillary separation (64 mm) (Hofstetter, 1983) would face a threefold demand in convergence when using the optical device compared to natural viewing.

As a result of this unique setting for each subject's inter-pupillary separation (x), the magnifying factor (F) in the vergence demand was calculated using the formula:

$F = d(x + 2y)/x(d + y)$ with d being eye to target distance.

As y is small with respect to d, $d + y$ is approximated by d, then:

$F \approx (x + 2y)/x$ (Judge and Miles, 1985).

As a result, the average magnifying factor for convergence via the telestereoscope was 3.12 ± 0.09.

Stimuli

During exposure to the telestereoscope, the participants were instructed to transfer fixation between far (4.5 m) and near (0.4 m) locations in order to vary the demand

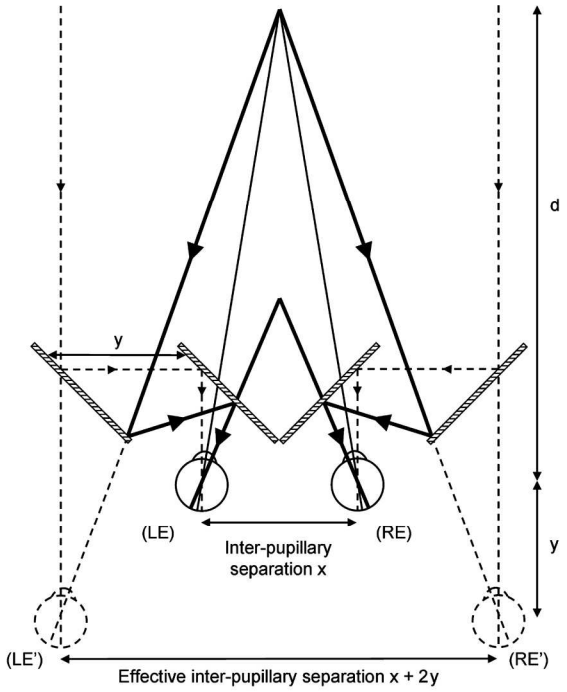


Figure 2. Optical diagram of the telestereoscope. The convergence of an observer viewing through the device increases by a nearly threefold factor. Thick lines represent the lines of sight through the telestereoscope, whereas thin lines refer to normal vision.

© 2010 IRBA

810 *Ophthal. Physiol. Opt.* 2010 **30:** No. 6

in vergence and in accommodation which was defined as a prerequisite for adaptation (Fisher and Ciuffreda, 1990). In both cases, the observer read a letter subtending an 11 min arc with a minimum angle of resolution of 2.23 min arc (visual acuity of 5/10 or 3/6). The targets were presented on a LCD screen and were black letters (1.35 cd m^{-2}) on a white background (100 cd m^{-2}) in order to provide maximal contrast. The letters were based on a five-by-five grid (Bailey, 2006). At near distance (0.4 m), each block of the grid was made of a unique screen pixel (0.259 mm of size). The observer was asked to keep fixation closely on the target. The set of letters built words that formed a riddle all together. The riddle involved a large set of 59 capital letters in order to vary visual orientation and alphabetic shapes: A – B – C – D – E – I – L – M – N – O – P – R – S – T – U – V. This procedure ensured that the subject followed the fixation instructions. With a fixation change frequency of 0.1 Hz, the riddle required 10 min to complete.

In case of difficulty in fusing the near target, this target was placed at a greater distance until fusion was achieved. It was then gradually set nearer while asking the subject to keep the target clear and single. After several assisted transfers (generally three), those subjects were able to fuse the target at either of the two locations.

Procedure

Visual performance in far vision was assessed with projected tests (6 m) whereas paper tests were displayed at 0.4 m for near vision. All tests were presented under photopic conditions. The luminance was 200 cd m^{-2} for the far target and 75 cd m^{-2} for the near one.

No significant changes of the AC/A and phoria measurements after a 30 min transfer of fixation between near (< 0.4 m) and far targets (6 m), had been reported previously after removal of the telestereoscopic viewing (Bobier and McRae, 1996), so we did not duplicate such a control experiment. Oculomotor capacities were estimated through clinical subjective tests representative of standard optometric practice, before and after telestereoscopic exposure (Scheiman and Wick, 2002; Saladin, 2006).

Examinations were performed with the following sequence:

(1) Near stereoscopic threshold (TNO test in crossed disparity viewing condition),
(2) Far phoria (von Graefe method),
(3) Far vergence reserves ('base in' then 'base out' Risley prisms),
(4) Near phoria (von Graefe method),
(5) Gradient AC/A (+ 1.00 D),
(6) Near vergence reserves ('base in' then 'base out' Risley prisms).

The calculated ratio was determined using the formula:

Calculated AC/A = IPS + NFD(NPh − FPh)
(Scheiman and Wick, 2002).
where IPS is inter-pupillary separation (cm); NFD is near fixation distance (m); NPh is near phoria (prism diopter); and FPh is far phoria (prism diopter).

Vergence data were converted into meter angle (MA) in order to take into account the influence of individual inter-pupillary separation on the results (Fisher and Ciuffreda, 1990) (MA = prism diopters/inter-pupillary separation in centimetres). The sequence was chosen in order to limit prism adaptation during the testing (Rosenfield *et al.*, 1995). Following the exposure period and between visual tests, one eye was occluded in order to limit binocular vision and to reduce any decay in telestereoscopic adaptation throughout the optometric assessment. At the end of the experiment, subjects had to report any visual complaint that had occurred during the experiment. They were given a questionnaire and were asked to check any item among the following: diplopia, blurred vision, headache, asthenopia (eyestrain, eye watering), reddening of the eyes, eye pain (Lambooij *et al.*, 2007).

Statistical analysis

Pre-post data were analysed using a one-sided Student paired *t*-test. In order to correct for occurrence of false positives in multiple testing, a false discovery rate (FDR) was used (Benjamini and Hochberg, 1995; Benjamini and Yekutieli, 2001). Stereo threshold was analysed using a Wilcoxon test as the data were not normally distributed. $p \leq 0.05$ was considered as significant.

Results

Following the exposure to the telestereoscope, two subjects complained of headaches and one participant experienced eyestrain. Two of those subjects who reported asthenopia, initially had an exophoria with convergence insufficiency. The other one had initially normal oculomotor parameters. Some subjects had difficulty in initially fusing the near target through the telestereoscope, but observers reporting diplopia at the beginning of the exposure were not those with headaches and eyestrain.

The pre-test and post-test data for the oculomotor variables are summarized in *Table 1*. Negative values refer to 'base in' (BI) prism data (i.e. divergence data), and positive values refer to 'base out' (BO) prism data (i.e. convergence data).

After exposure to the telesteroscope, the stereoscopic threshold increased by 20.36 ± 35.60 sec arc, which

© 2010 IRBA

Table 1. Average data from the optometric assessment

	Pre-test		Post-test		Change				
Measurements	**Mean**	**SE**	**Mean**	**SE**	**Mean**	**SE**	**t (or z)**	***p***	**p_{corr}**
Calculated AC/A (MA/D)	0.84	0.07	0.95	0.05	+0.11*	0.04	−2.80	0.0075	0.0200
AC/A gradient +1.00 (MA/D)	0.37	0.07	0.67	0.11	+0.29*	0.12	−2.21	0.0246	0.0328
Near vision									
Stereoscopic threshold (sec arc)	47.14	7.84	67.5	15.78	+20.36*	9.51	−2.23 (z)	0.013	0.0208
Near phoria (MA)	−0.48	0.19	+0.33	0.17	+0.81*	0.10	−8.03	<0.0001	<0.0016
Break BI (MA)	−3.02	0.19	−2.53	0.30	−0.49*	0.16	−2.99	0.0052	0.0166
Blur BI (MA)	−1.86	0.19	−1.47	0.22	−0.39	0.22	−1.76	0.0507	0.0579
Recovery BI (MA)	−1.86	0.17	−1.22	0.25	−0.64*	0.19	−3.46	0.0021	0.0084
Break BO (MA)	+2.38	0.32	+3.28	0.33	+0.90*	0.42	−2.12	0.0268	0.0330
Blur BO (MA)	+1.84	0.22	+2.79	0.36	+0.94*	0.34	−2.74	0.0084	0.0192
Recovery BO (MA)	+1.23	0.17	+2.05	0.34	+0.82*	0.37	−2.21	0.0230	0.0335
Far vision									
Far phoria (MA)	−0.07	0.05	+0.45	0.07	+0.52*	0.08	−6.26	<0.0001	<0.0016
Break BI (MA)	−1.53	0.13	−1.27	0.07	−0.25*	0.10	−2.55	0.0122	0.0217
Recovery BI (MA)	−0.48	0.07	−0.20	0.09	−0.28*	0.07	−4.31	0.0004	0.0021
Break BO (MA)	+2.76	0.33	+2.85	0.30	+0.09	0.26	−0.35	0.3660	0.3660
Blur BO (MA)	+1.72	0.33	+1.95	0.19	+0.23	0.29	−0.78	0.2236	0.2385
Recovery BO (MA)	+1.15	0.20	+1.46	0.21	+0.31*	0.12	−2.64	0.0102	0.0204

The presentation of the table is not representative of the testing order. Asterisks refer to a significant difference in the variables collected before and after exposure ($p \leq 0.05$). P_{corr} corresponds to the corrected probability obtained by the false discovery rate (Benjamini and Hochberg, 1995; Benjamini and Yekutieli, 2001).
MA, meter angle; D, diopter.

suggests a global impairment of binocular vision. Both near and far phorias increased for all subjects, thus shifting the phorias towards convergence (+0.81 ± 0.38 MA and +0.52 ± 0.31 MA respectively for near and far phorias). Near vision was more affected than far vision ($t = -2.79$, $p < 0.015$). The average calculated AC/A increased by 0.11 MA/D from 0.84 MA/D to 0.95 MA/D (+13%) while the average AC/A (by gradient +1.00 method) increased by 0.29 MA/D from 0.37 MA/D to 0.67 MA/D (+81%) following telestereoscopic viewing.

Results obtained before and after exposure are presented in *Figure 3*. The phorias at near and far distances create the phoria line. The reciprocal of the slope of the phoria line represents the calculated AC/A ratio. Vergence reserves and recoveries shift towards convergence (*Figure 3*). In most cases (8 out of 11 vergence reserve points), the pre-post exposure shift is significant. As a result, 'base in' vergence reserves significantly decrease except for the blur point in near vision (*Table 1*). Change in 'base out' measurements is significant at near distance, is the recovery point at far distance.

Discussion

As a global assessment of binocularity (Saladin, 2006), stereopsis is particularly sensitive to visual constraints (Wann and Mon-Williams, 2002). There is a significant change in stereoscopic threshold after exposure to the telestereoscopic viewing condition. However, the variation observed is close to the test resolution. Thus, this change must rather be interpreted as a tendency of the stereoscopic performance to drop following exposure to the optically increased inter-pupillary separation. Changes in the clinical optometric assessment of binocular vision, performed before and after the telestereoscope exposure, allow the mechanism underlying this impairment of stereopsis to be analysed.

In order to respond to the demand in vergence through the telestereoscope, one of the mechanisms suggested by the accommodative-vergence interaction models (Hung, 1992; Schor, 1992) is a change in the accommodative vergence gain. The increase in the gradient AC/A ratio supports this hypothesis. When assessing the gradient AC/A ratio, the visual distance is kept constant while the accommodative stimulus varies. The induced shift in vergence directly reveals the amount of vergence per unit change in accommodation. Indeed, the increase in AC/A ratio drives a larger vergence response for a given accommodative stimulus as required in the telestereoscope.

In addition to the increase in accommodative vergence gain, the present results show a significant modification of near and far phorias ($p_{corr} < 0.0016$). The increase in far phoria towards convergence reveals an increase in tonic vergence (Fisher and Ciuffreda, 1990). This change in tonic state enables the observer to limit his/her vergence effort to cope with the larger disparities during telestereoscope exposure. Moreover, a

© 2010 IRBA

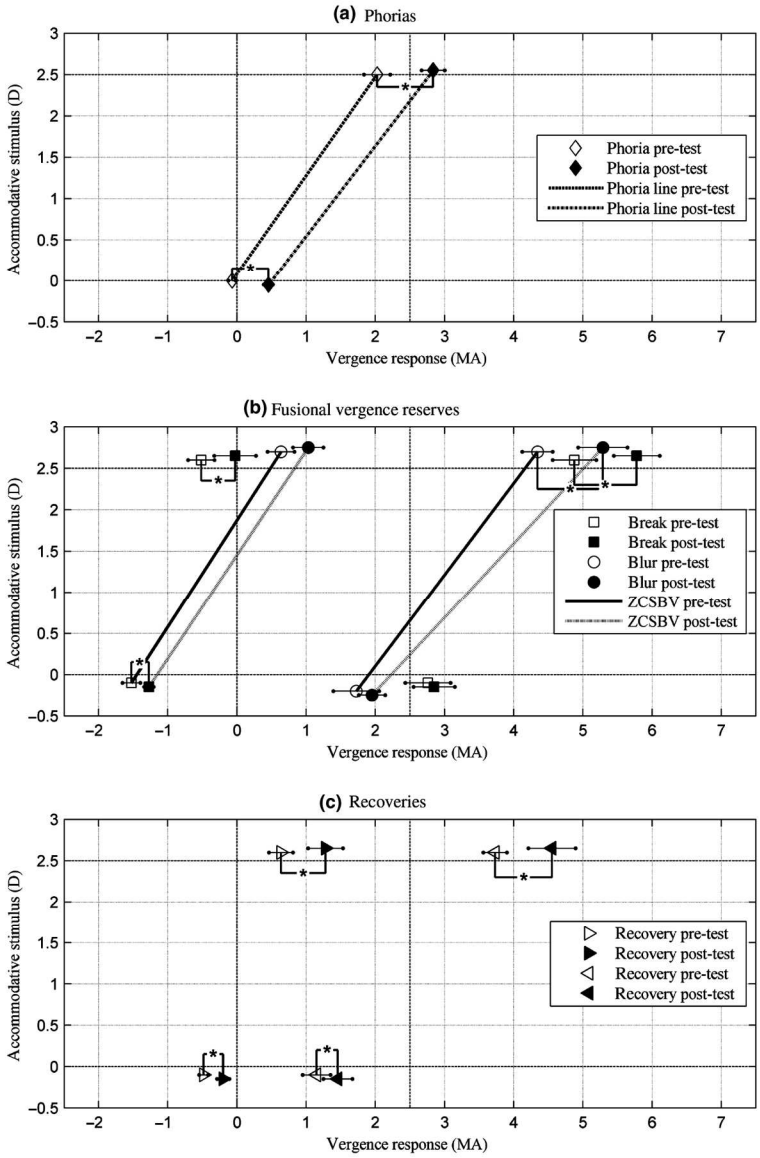


Figure 3. Graphical analysis of the quantitative interaction between accommodation and vergence before (open symbols) and after (filled symbols) exposure to telestereoscope. (a) phorias; (b) fusional and relative vergence reserves; and (c) recoveries. Symbols refer to mean measured data while horizontal lines refer to standard errors, which are shown unless smaller than symbol size. Lines connecting 'base in' far break point to 'base in' near blur point on the one hand and 'base out' far blur point to 'base out' near blur point on the other hand define the zone of clear and single binocular vision (ZCSBV). Asterisks indicate a significant change ($p \leq 0.05$) of the tested parameters.

larger esophoria shift appears in near fixation than in far fixation. As a result, the calculated AC/A ratio, based on the difference between near and far phorias, increases. It must be highlighted that, in the current experiment, the two methods of assessing the AC/A ratio do not lead to the same degree of effect. Post-exposure measurements exceed the pre-exposure values for the gradient AC/A ratio and the calculated AC/A respectively by 81% and 13%. The difference between the two AC/A assessment methods is due to proximal vergence which is involved in the calculated AC/A ratio only. So, variation in proximal vergence, if any, can only be either a very small increment compared to the accommodative vergence change, or even a decrement.

© 2010 IRBA

Fisher and Ciuffreda's (1990) results showing an increase in apparent distance following telestereoscope exposure favour the decrement hypothesis. Then, the proximal vergence elicited by awareness of the target distance (Hofstetter, 1942) is reduced. Thus, our data show an increase in tonic vergence and accommodative vergence gain while proximal vergence is reduced following telestereoscopic exposure. However, it is uncertain whether the modification of accommodative vergence refers to plasticity within the accommodative-vergence cross-link or arises from feedback provided by a change in tonic vergence. Indeed, Schor (1992) showed that changes in accommodative vergence could be the result of changes in tonic vergence through feedback on the phasic components of both vergence and accommodation.

Several vergence reserve parameters are also modified following exposure to increased inter-pupillary separation. The results reveal a shift of vergence reserves (fusional, relative and recovery points) towards convergence. These results are in agreement with those mentioned by Lambooij *et al.* (2007) after viewing high disparity stimuli. All divergence parameters deteriorate significantly, except the blur points. The shift of the zone of clear and single binocular vision (ZCSBV) is in accordance with the shift of the phorias towards convergence. A decrease in phasic response could explain the drop in oculomotor performance elicited by divergence stimuli. The boundaries of the ZCSBV tend to slope towards convergence (*Figure 3b*), because of the larger adaptation of vergence at near distance. Although this is not significant ($p = 0.2$), we can assume that a longer exposure duration would have revealed this effect as observed for phoria. Sheard's and Percival's comfort criteria provide an additional approach to these results (Sheard, 1930; Hofstetter, 1945; Newman, 2006). These calculated criteria define the range of vergence preventing visual discomfort and the potential additional prism necessary to keep within this usable range. Such prism would balance fusional vergence reserves in relation to the observer's phoria (Sheard) or the vergence demand (Percival). The participants require 'base out' prisms at near vision after stimulation by the telestereoscope (from 0 to 0.41 MA and 0 to 0.70 MA respectively for Sheard's and Percival's criteria) whereas 'base in' prisms are suggested before (from −0.55 to 0.21 MA and −0.65 to 0.22 MA respectively for Sheard's and Percival's criteria). This type of prism (BO) is recommended for esophoric subjects, thus, comfort criteria support the overall results.

Binocular oculomotor deficiencies are manifest symptomatically as asthenopia and headache (Sheedy and Saladin, 1977). The complaints reported following exposure to the telestereoscope refer to asthenopia, which can be ascribed to a binocular disorder (Schor and Narayan, 1982). Studies on virtual reality (which creates a greater oculomotor conflict than the telestereoscope since the accommodative stimulus remains constant regardless of the demand in vergence) show similar symptoms in 60% of the tested population (Mon-Williams *et al.*, 1993). The symptoms are representative of the strong demand in fusional vergence required to maintain binocular alignment during fixation on targets through the telestereoscope (Schor and Narayan, 1982). The trend towards esophoria, especially in near vision, the convergence shift of vergence reserves, the high AC/A ratio, Sheard's and Percival's criteria and reported symptoms all indicate a drift towards esophoria with convergence excess (Scheiman and Wick, 2002). The observed changes in oculomotor parameters represent here a modification at least of 1.50 prism diopters up to 5.79 prism diopters. These significant changes are close to the clinically meaningful changes considered by Peli (1998) when taking into account the standard error of the measurement (Morgan, 1944b).

Previous studies were based on a 30 min exposure to the telestereoscope. The choice of a limited exposure duration of 10 min was based on a preliminary experiment which showed considerable variations of oculomotor parameters (phorias, AC/A) already occurring over this time period. Moreover, Mon-Williams *et al.* (1993) had already shown significant variations in binocular vision after only 10 min exposure to a virtual reality device. It is likely that the effects are correlated with exposure duration and therefore it is possible that a longer stimulation would have shown greater and more generalized adaptation. The impairment of oculomotor balance reported for such a short exposure reveals short-term effects of increased inter-pupillary separation, and the high adaptability of the oculomotor system. The optometric data shows that telestereoscopic viewing can modify some oculomotor parameters.

The present study focuses on hyperstereopsis in natural accommodative conditions. This specific accommodative-vergence discrepancy highlights the plasticity of the oculomotor system in response to cross-coupling conflict. Some optical devices, potentially used in 3D movies, virtual reality or helmet mounted displays, also stress the accommodative-vergence cross-coupling by keeping the accommodative input constant whatever the convergence demand. Such technologies are known to affect oculomotor parameters (Mon-Williams *et al.*, 1993, 1998; Wann *et al.*, 1995; Mon-Williams and Wann, 1998; Wann and Mon-Williams, 2002; Lambooij *et al.*, 2007, 2009). Accurate identification of the binocular stimuli that account for oculomotor plasticity might prevent visual fatigue when using such optical devices.

© 2010 IRBA

Conclusion

Increased inter-pupillary separation may have considerable influence on oculomotor balance. Following a short exposure, all the data indicate a shift towards esophoria with convergence excess, requiring 'base out' corrective prisms in near vision. Such results should be considered when using telestereoscopic devices. The telestereoscope is a relevant tool to investigate the relationship between accommodation and vergence. The induced conflict on the accommodation and vergence systems not only alters the cross-coupling, but also affects the whole set of optometric parameters. However, the changes in oculomotor parameters obtained are adaptive since they reduce the additional demand in convergence during telestereoscopic viewing.

Acknowledgements

The authors thank Véronique Chastres for help with the statistical analysis, Alain Bichot for the graphical analysis software and Pr Didier Gormand for helpful discussions. They also thank Marc Lambooij and two anonymous reviewers for their helpful suggestions. This research was supported by grant No 07CO802 from Délégation générale pour l'armement, the French Procurement Agency.

References

Alpern, M., Kincaid, W. M. and Lubeck, M. J. (1959) Vergence and accommodation. III. Proposed definitions of the AC/A ratios. *Am. J. Ophthalmol.* **48,** 141–148.

Bailey, I. L. (2006) Visual acuity. In: *Borish*'s Clinical Refraction (ed W. J. Benjamin), Elsevier, Birmingham, AL, pp. 217–246.

Benjamini, Y. and Hochberg, Y. (1995) Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing. *J. R. Stat. Soc. Series B* **57,** 289–300.

Benjamini, Y. and Yekutieli, D. (2001) The control of the false discovery rate in multiple testing under dependency. *Ann. Statis.* **29,** 1165–1188.

Bobier, W. R. and McRae, M. (1996) Gain changes in the accommodative convergence cross-link. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **16,** 318–325.

Ciuffreda, K. J., Rosenfield, M. and Chen, H. W. (1997) The AC/A ratio, age and presbyopia. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **17,** 307–315.

Daum, K. M. and McCormack, G. L. (2006) Fusion and binocularity. In: *Borish*'s Clinical Refraction (ed W. J. Benjamin), Elsevier, Birmingham, AL, pp. 145–191.

Eadie, A. S. and Carlin, P. J. (1995) Evolution of control system models of ocular accommodation, vergence and their interaction. *Med. Biol. Eng. Comput.* **33,** 517–524.

Evans, B. J. W. and Pickwell, D. (2002) *Pickwell*'s Binocular Vision Anomalies: Investigation and Treatment, Elsevier Health Sciences, Edinburgh, TX.

Fisher, S. K. and Ciuffreda, K. J. (1990) Adaptation to optically-increased interocular separation under naturalistic viewing conditions. *Perception* **19,** 171–180.

Flom, M. C. (1960) On the relationship between accommodative convergence. Part I. Linearity. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* **37,** 474–482.

Goss, D. A. (1995) *Ocular Accommodation, Convergence, and Fixation Disparity: a Manual of Clinical Analysis*, Butterworth-Heinemann Medical, Boston, MA.

Griffin, J. R. and Grisham, J. D. (1995) *Binocular Anomalies: Diagnosis and Vision Therapy*, Elsevier Health Sciences, Boston, MA.

Helmholtz, H. (1925) The perceptions of vision. In: *Treatise on Physiological Optics* (ed and transl. by J. P. C. Southall), Optical Society of America, Rochester, NY.

Hofstetter, H. W. (1942) The proximal factor in accommodation and convergence. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* **19,** 67–76.

Hofstetter, H. W. (1945) The zone of clear single binocular vision. Part I. *Am. J. Optom.* **22,** 301–333.

Hofstetter, H. W. (1983) Graphical analysis. In: *Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects* (eds C. M. Schor and K. J. Ciuffreda), Hardcover, Boston, MA, pp. 439–464.

Howard, I. (2002) *Seeing in Depth*. I Porteous, Toronto.

Hung, G. K. (1992) Adaptation model of accommodation and vergence. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **12,** 319–326.

Hung, G. K. (1998) Dynamic model of the vergence eye movement system: simulations using MATLAB/SIMULINK. *Comput. Methods Programs Biomed.* **55,** 59–68.

Hung, G. K. and Semmlow, J. L. (1980) Static behavior of accommodation and vergence: computer simulation of an interactive dual-feedback system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **27,** 439–447.

Hung, G. K., Semmlow, J. L. and Ciuffreda, K. J. (1984) The near response: modeling, instrumentation, and clinical applications. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **31,** 910–919.

Hung, G. K., Semmlow, J. L. and Ciuffreda, K. J. (1986) A dual-mode dynamic model of the vergence eye movement system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **33,** 1021–1028.

Jones, R. and Stephens, G. L. (1989) Horizontal fusional amplitudes. Evidence for disparity tuning. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **30,** 1638–1642.

Judge, S. J. (1991) Vergence. In: *Vision and Visual Dysfunction* (ed R. Carpenter), Macmillan, London, pp. 157–172.

Judge, S. J. and Miles, F. A. (1985) Changes in the coupling between accommodation and vergence eye movements induced in human subjects by altering the effective interocular separation. *Perception* **14,** 617–629.

Lambooij, M. T. M., Ijsselsteijn, W. A. and Heynderickx, I. (2007) Visual discomfort in stereoscopic displays: a review. In: *Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XIV*, SPIE, San Jose, CA.

Lambooij, M., Fortuin, M., Ijsselsteijn, W. A. and Heynderickx, I. (2009) Measuring visual discomfort associated with 3D displays. In: *Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XX*, **7237**, SPIE, San Jose, CA.

Miles, F. A. (1985) Adaptive regulation in the vergence and accommodation control systems. *Rev. Oculomot. Res.* **1,** 81–94.

© 2010 IRBA

Miles, F. A. and Judge, S. J. (1982) Optically-induced changes in the neural coupling between vergence eye mouvements and accommodation in human subjects. In: *Functional Basis of Ocular Motility Disorders* (eds G. Lennerstrand, D. S. Zee and E. L. Keller), Pergamon Press, Oxford, pp. 93–96.

Miles, F. A., Judge, S. J. and Optican, L. M. (1987) Optically induced changes in the couplings between vergence and accommodation. *J. Neurosci.* **7,** 2576–2589.

Mon-Williams, M. and Wann, J. P. (1998) Binocular virtual reality displays: when problems do and don't occur. *Hum. Factors* **40,** 42–49.

Mon-Williams, M., Wann, J. P. and Rushton, S. (1993) Binocular vision in a virtual world: visual deficits following the wearing of a head-mounted display. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **13,** 387–391.

Mon-Williams, M., Plooy, A., Burgess-Limerick, R. and Wann, J. (1998) Gaze angle: a possible mechanism of visual stress in virtual reality headsets. *Ergonomics* **41,** 280–285.

Morgan, M. W. (1944a) Accommodation and its relationship to convergence. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* **21,** 183–195.

Morgan, M. W. (1944b) Analysis of clinical data. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* **21,** 477–491.

Newman, J. M. (2006) Analysis, interpretation, and prescription for the ametropias and heterophorias. In: *Borish*'s Clinical Refraction (ed W. J. Benjamin), Elsevier, Birmingham, AL, pp. 963–1025.

Peli, E. (1998) The visual effects of head-mounted display (HMD) are not distinguishable from those of desk-top computer display. *Vis. Res.* **38,** 2053–2066.

Priot, A. E., Hourlier, S., Giraudet, G., Leger, A. and Roumes, C. (2006) Hyperstereopsis in night vision devices: basic mechanisms and impact for training requirements. In: *Helmet- and Head-Mounted Displays XI: Technologies and Applications, 6224*, SPIE, Bellingham, WA.

Priot, A. E., Paillé, D., Neveu, P., Philippe, M., Buffat, S., Prablanc, C., Plantier, J. and Roumes, C. (2009) Some recent studies on spatial perception in Helmet-Mounted Displays. *Méd. Aéro. Spat.* **50,** 5–10.

Rosenfield, M., Ciuffreda, K. J., Ong, E. and Super, S. (1995) Vergence adaptation and the order of clinical vergence range testing. *Optom. Vis. Sci.* **72,** 219–223.

Roumes, C., Plantier, J. and Leger, A. (1998) Perception of distance in a binocular helmet-mounted display: data from helicopter in-flight video tapes. In: *Helmet and Head Mounted Displays III, 3362*, SPIE, Orlando, FL.

Roumes, C., Meehan, J. W., Plantier, J. and Menu, J. P. (2001) Distance estimation in a 3-D imaging display. *Int. J. Aviat. Psychol.* **11,** 381–396.

Saladin, J. J. (2006) Phorometry and stereopsis. In: *Borish*'s Clinical Refraction (ed W. J. Benjamin), Elsevier, Birmingham, AL, pp. 899–960.

Scheiman, M. and Wick, B. (2002) *Clinical Management of Binocular Vision. Heterophoric, Accommodative and Eye Movement Disorders*, Lippincott Williams & Wilkins, Houston, TX.

Schor, C. M. (1979) The relationship between fusional vergence eye movements and fixation disparity. *Vis. Res.* **19,** 1359–1367.

Schor, C. (1980) Fixation of disparity: a steady state error of disparity-induced vergence. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **57,** 618–631.

Schor, C. M. (1985) Models of mutual interactions between accommodation and convergence. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **62,** 369.

Schor, C. M. (1986) The Glenn A. Fry award lecture: adaptive regulation of accommodative vergence and vergence accommodation. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **63,** 587–609.

Schor, C. M. (1992) A dynamic model of cross-coupling between accommodation and convergence: simulations of step and frequency responses. *Optom. Vis. Sci.* **69,** 258–269.

Schor, C. M. and Kotulak, J. C. (1986) Dynamic interactions between accommodation and convergence are velocity sensitive. *Vis. Res.* **26,** 927–942.

Schor, C. M. and Narayan, V. (1982) Graphical analysis of prism adaptation, convergence accommodation, and accommodative convergence. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **59,** 774–784.

Schor, C. M., Johnson, C. A. and Post, R. B. (1984) Adaptation of tonic accommodation. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **4,** 133–137.

Sheard, C. (1930) Zones of ocular comfort. *Am. J. Optom.* **7,** 9–25.

Sheedy, J. E. and Saladin, J. J. (1977) Phoria, vergence, and fixation disparity in oculomotor problems. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **54,** 474–478.

Toates, F. M. (1972) Accommodation function of the human eye. *Physiol. Rev.* **52,** 828–863.

Toates, F. M. (1974) Vergence eye movements. *Doc. Ophthalmol.* **37,** 153–214.

Wann, J. P. and Mon-Williams, M. (2002) Measurement of Visual Aftereffects Following Virtual Environment Exposure. In: *Handbook of Virtual Environments* (ed K. M. Stanney), Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, pp. 731–749.

Wann, J. P., Rushton, S. and Mon-Williams, M. (1995) Natural problems for stereoscopic depth perception in virtual environments. *Vis. Res.* **35,** 2731–2736.

© 2010 IRBA

Annexe 11 Publications

Rang A

Neveu, P., Priot, A. E., Plantier, J. and Roumes, C. (2010). Short exposure to telestereoscope affects the oculomotor system. *Ophthalmic and Physiological Optics*, **30,** 806-815.

Communications dans des congrès internationaux avec comité de lecture

Neveu, P., Philippe, M., Priot, A. E., Fuchs, P. and Roumes, C. (2011). Stability of vergence accommodation and accommodative vergence assessment, Papier présenté à : the *16 th European Conference on Eye Movements*, Marseille, FR.

Neveu, P., Priot, A. E., Philippe, M., Plantier, J., Roumes, C. (2010). New stereoscopic technologies for practice and formation to surgery: usage limits, Papier présenté à : the *Human Factors & Medecin Panel Symposium (Congrès OTAN)*, Essen, AL.

Neveu, P., Priot, A., Fuchs, P. and Roumes, C. (2009). Do dynamics models of accommodation/vergence relationship apply for hyperstereoscopic stimuli? *Perception*, **38,** ECVP Abstract supplement. 49.

Communications dans des congrès nationaux avec comité de lecture

Neveu, P., Prio, A.E., Plantier, J., Fuchs, P.et Roumes, C. (2009). Impact oculomoteur et perceptif d'une exposition brève au téléstéréoscope, Communication présentée au : *Colloque des Jeunes Chercheurs en Sciences Cognitives 09*, Toulouse, FR.

NEVEU, P., Priot, A.E., Chastres, V., Fuchs, P., Roumes, C. (2008). Retentissement oculomoteur des dispositifs de réalité virtuelle, Communication présentée au : *Association Française de Réalité Virtuelle*, Bordeau, FR.

Communications dans des congrès nationaux

NEVEU, P., Priot, A.E., V., Fuchs, P., Roumes, C. (2009). Retentissement du sur-écartement inter-pupillaire sur l'équilibre oculomoteur, Communication présentée aux *Journées de Médecine Aéronautique*, Paris, FR.

NEVEU, P., Priot, A.E., Chastres, V., Plantier, J., Prablanc, C., Roumes, C. (2009). Adaptation to hyperstereopsis: inter-individual variations, Communication présentée à : the *3nd Franco-German Symposium on Aviation Medicine*, Brétigny-sur-Orge, FR.

NEVEU, P., Priot, A.E., Chastres, V., Fuchs, P., Roumes, C. (2008). Retentissement du sur-écartement inter-pupillaire sur l'équilibre oculomoteur, Communication présentée au : la *Société Française d'Optique Physiologique*, Paris, FR.